

Universidade de Brasília – UnB  
Campus Gama – FGA  
Engenharia Eletrônica

## Sistema de aquisição de sinais de pressão plantar com base em matriz de sensores

MAINARA SANTOS DE OLIVEIRA

Orientador: Dr. CRISTIANO JACQUES MIOSSO



MAINARA SANTOS DE OLIVEIRA

# **Sistema de aquisição de sinais de pressão plantar com base em matriz de sensores**

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Orientador: Dr. Cristiano Jacques Miosso

Brasília, DF  
2015

Brasília/DF, Julho de 2015

#### FICHA CATALOGRÁFICA

DE OLIVEIRA, MAINARA SANTOS

Sistema de aquisição de sinais de pressão plantar com base em matriz de sensores

53p., 210 × 297 mm (FGA/UnB Gama, Engenharia Eletrônica, 2015)

Trabalho de graduação em engenharia eletrônica

Universidade de Brasília, Campus Gama – FGA/UnB

- |                                       |                             |
|---------------------------------------|-----------------------------|
| 1. Sensores de variáveis fisiológicas | 2. Sistema de monitoramento |
| 3. Pressão plantar                    | 4. Instrumentação biomédica |
| I. FGA UnB/UnB.                       | II. Título (série)          |

#### REFERÊNCIA

DE OLIVEIRA, MAINARA SANTOS (2015). Sistema de aquisição de sinais de pressão plantar com base em matriz de sensores. Dissertação de graduação em engenharia eletrônica, Universidade de Brasília, Campus Gama, DF, 53p.

**FGA/UnB – Universidade de Brasília, Campus Gama**

**Sistema de aquisição de sinais de pressão plantar com base em  
matriz de sensores**

***Mainara Santos de Oliveira***

Monografia submetida ao curso de graduação em  
Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília,  
como requisito parcial para obtenção do título de  
Bacharel em Engenharia Eletrônica.

APROVADA POR:

---

Prof. Cristiano Jacques Miosso, PhD  
(Orientador)

---

Prof. Adson Ferreira da Rocha, PhD  
(Examinador interno)

---

Prof<sup>a</sup> Suélia de Siqueira Fleury Rosa Rodrigues, PhD  
(Examinador interno)



*À minha família.*

## **Agradecimentos**

Ao meu pai e minha mãe que ao meu lado sempre demonstraram apoio incondicional em todos os momentos durante a minha faculdade. Ao meu orientador, Prof. Dr. Cristiano Jacques Miosso, pela atenção prestada sempre que necessário, além de sempre me ajudar com grande simpatia e profissionalismo.

"The human foot is a masterpiece of engineering and a work of art"

*Leonardo da Vinci.*

## Resumo

Este trabalho consiste no desenvolvimento e avaliação de um sistema com alta resolução espacial utilizando o uma matriz de sensores resistivos de pressão, com o objetivo de medir a pressão plantar dinâmica durante a marcha de uma pessoa. Além disto, o sistema tem como objetivo armazenar os sinais adquiridos em um cartão SD, transmitir os sinais por meio de rádio frequência para um computador externo com o intuito de fazer a análise em tempo real do resultado.

A forma de caminhar demonstra várias doenças que possam surgir com o tempo e também já existentes, com isto, este projeto tem como objetivo contribuir para o desenvolvimento de um sistema para que os médicos acompanhem seus pacientes em atividades diárias por meio da pressão plantar.

O sistema desenvolvido consiste em um sistema de multiplexação que seleciona por meio de um microcontrolador, multiplexadores e decodificadores, qual é o sensor resistivo da matriz de sensores a ser lido num dado momento. Este sistema é composto, além dos itens mencionados, por inversores, transmissor e receptor de rádio frequência, módulo de cartão SD e de tempo real, amplificadores operacionais e um diodo zener responsável por proteger o sistema ao limitar a tensão de entrada do microcontrolador.

Para avaliação do sistema foi efetuado um conjunto de simulações e análises de sinais reais coletados com o equipamento em funcionamento e comprovou-se que o sensor de pressão utilizado possui resistência superior a  $2M\Omega$  quando não está pressionado e chega até  $50k\Omega$  quando pressionado.

Os sinais adquiridos foram analisados a partir de um *software* de visualização dos sinais, que apresenta uma representação gráfica de cada pé com a pressão exercida sobre cada sensor, além de gerar gráfico de pressão *versus* tempo dos valores obtidos. Os ensaios realizados para este projeto mostram a alteração dos sinais quando pressionados cada um dos sensores, quando dois sensores são pressionados simultaneamente e vários sensores são pressionados simultaneamente. Além disto, foram feitos ensaios para calcular a taxa de amostragem em cada modo de operação, a relação sinal-ruído com peso e sem peso sobre os sensores e também foi realizada uma caminhada com todo o sistema.

**Palavras-chaves:** Medição biomédica, sensor de pressão, pressão plantar, distribuição da pressão do pé, sistema de monitoramento.

# Abstract

This work describe the development and evaluation of a system with high spatial resolution using an array of resistive pressure sensors, in order to measure the dynamic plantar pressure during a person's gait. In addition, the system aims to store the signals acquired on an SD card, transmit signals via radio frequency to an external computer in order to do the analysis of the results in real time.

The way to walk demonstrates various diseases that may arise over time and also existing with this, this project aims to contribute to the development of a system for physicians to monitor their patients in daily activities through the plant pressure.

The system developed consists of a multiplexing system that selects by means of a microcontroller, multiplexers and decoders, which is resistive sensor of the sensor array to be read at a given time. This system consists in addition to the above items, for inverters, transmitter and radio frequency receiver, SD card module and real-time, operational amplifiers and a zener diode responsible for protecting the system by limiting the microcontroller input voltage.

For evaluation of the system was made a set of simulations and real signal analysis collected with the equipment in operation and it was found that the pressure sensor used has superior resistance to  $2\text{M}\Omega$  when not pressed and reaches  $50\text{k}\Omega$  when pressed.

The acquired signals were analyzed from a software signs of view, which displays a graphical representation of each foot with the pressure on each sensor and generate pressure graph versus time values ??obtained . Tests conducted for this project show the alteration of signals when pressed each of the sensors, when two sensors are pressed simultaneously and multiple sensors are pressed simultaneously. Furthermore, tests were performed to calculate the sampling rate in each mode of operation, the signal to noise ratio without weighing and weight on the sensors and was also performed with a walk the entire system.

**Keywords:** Biomedical measurements, pressure sensor, plantar pressure, foot pressure distribution, monitoring system.

# Sumário

<b>1</b>	<b>Introdução</b>	<b>14</b>
1.1	Contextualização e Problemática	14
1.2	Objetivos	15
1.2.1	Objetivo Geral	15
1.2.2	Objetivos Específicos	15
1.3	Justificativa	16
1.4	Estrutura da dissertação	16
<b>2</b>	<b>Fundamentação teórica</b>	<b>17</b>
2.1	Pressão plantar	17
2.2	Estratégia para medição da pressão plantar	18
2.3	O sensor de pressão 3000 da <i>Tekscan</i>	20
2.4	Plataforma de desenvolvimento Arduino	21
2.4.1	Módulo Cartão SD	23
2.4.2	Módulo <i>Real Time Clock</i>	23
2.4.3	Módulo Transmissor e Receptor Rádio Frequência	24
2.5	Decodificadores	25
2.6	Multiplexadores	25
2.7	Amplificador operacional	26
<b>3</b>	<b>Metodologia</b>	<b>27</b>
3.1	Desenvolvimento e Implementação	27
3.2	Avaliação experimental	32
3.2.1	Circuito de teste utilizando potenciômetro	32
3.2.2	Circuito utilizando 04 sensores	33
3.3	Metodologia de análise	34
<b>4</b>	<b>Resultados e Discussão</b>	<b>36</b>
<b>5</b>	<b>Conclusão</b>	<b>51</b>

# Lista de Figuras

2.1	Tipos de pés. Fonte: [9] . . . . .	17
2.2	Tipos de pisadas. Fonte: [16] . . . . .	18
2.3	Sistema de plataforma emed, do fabricante Novel. Fonte: [13] . . . . .	18
2.4	Sistema de plataforma Zebris, do fabricante Medical GmbH. Fonte: [7] . . . . .	19
2.5	Sistema <i>in-shoe</i> F-scan, do fabricante Tekscan. Fonte: [14] . . . . .	19
2.6	Sensores de pressão FlexiForce distribuídos sobre uma palmilha de látex. Fonte: [10] . . . . .	20
2.7	Sensor de pressão 3000. Fonte: [8] . . . . .	21
2.8	Arduino UNO. Fonte: [11] . . . . .	21
2.9	Arduino MEGA. Fonte: [11] . . . . .	22
2.10	Arduino LEONARDO. Fonte: [11] . . . . .	22
2.11	Arduino LYLIPAD. Fonte: [11] . . . . .	22
2.12	Módulo para armazenamento de dados em um cartão SD. . . . .	23
2.13	Módulo de relógio de tempo real, utilizando CI1307 e possui suporte de bateria de lítio de 3V. Fonte: [11] . . . . .	24
2.14	Módulo de transmissão em radiofrequência com 433MHz. . . . .	24
2.15	Diagrama lógico do circuito integrado 137. Fonte: [3] . . . . .	25
2.16	Diagrama de blocos funcional do circuito integrado 4051 e seu encapsulamento. Fonte: [2] . . . . .	26
2.17	Circuito integrado tl074. Fonte: [4] . . . . .	26
3.1	(a)Sensor de pressão - seleção das colunas (b)Sensor de pressão - seleção das linhas. . . . .	28
3.2	Esquemático do sistema de aquisição de dados. Fonte: [21] . . . . .	28
3.3	Simulação do circuito de seleção das colunas. . . . .	29
3.4	Simulação do circuito de seleção das linhas. . . . .	30
3.5	Simulação do sensor de pressão 3000 com as demais conexões com inversor e amplificador operacional. . . . .	30
4.1	Exemplos de dados recebidos nos modo de operação 3 utilizando o circuito com 4 potenciômetros. (a) Dados recebidos pelo módulo receptor; (b) Dados salvos no cartão SD durante outra aquisição. Em cada linha, o primeiro valor é o tempo de aquisição em microsegundos, e os outros 4 valores são medidas de pressão na escala 0 a 1023 (palavras binárias com 10 bits). . . . .	36

4.2	Resultado do modo de operação 4 utilizando o circuito com 4 potenciômetros. Este modo mostra na tela os valores medidos. Em cada linha, o primeiro valor é o tempo de aquisição em microsegundos, e os outros 4 valores são medidas de pressão na escala 0 a 1023 (palavras binárias com 10 bits). . . . .	37
4.3	Gráfico do primeiro ensaio de pressão onde os sensores são pressionados alternadamente. Delay de 01 segundo entre as medições. . . . .	38
4.4	Gráfico do segundo ensaio de pressão onde os sensores são pressionados alternadamente. Delay de 100 $\mu$ s entre as medições. . . . .	38
4.5	Desenho de pressão sobre o desenho do pé do primeiro ensaio. Representação das pressões sobre cada sensor. . . . .	39
4.6	Gráfico do terceiro ensaio de pressão onde os sensores são pressionados alternadamente e obtendo um resultado de 3 amostras. . . . .	40
4.7	Desenho de pressão sobre o desenho do pé do terceiro ensaio. Representação das pressões sobre cada sensor nas 3 amostras. . . . .	40
4.8	Gráfico do quarto ensaio de pressão onde os sensores 1 e 2 são pressionados simultaneamente. . . . .	41
4.9	Gráfico do quarto ensaio de pressão onde os sensores 3 e 4 são pressionados simultaneamente. . . . .	41
4.10	Desenho de pressão sobre o desenho do pé do quarto ensaio. Representação das pressões sobre cada sensor na primeira amostra. . . . .	42
4.11	Gráfico do quinto ensaio de pressão onde os sensores 1 e 3 são pressionados simultaneamente. . . . .	42
4.12	Gráfico do quinto ensaio de pressão onde os sensores 2 e 4 são pressionados simultaneamente. . . . .	43
4.13	Desenho de pressão sobre o desenho do pé do quinto ensaio. Representação da primeira amostra do quinto ensaio. . . . .	44
4.14	Gráfico do sexto ensaio de pressão onde todos os sensores são pressionados simultaneamente. . . . .	45
4.15	Desenho de pressão sobre o desenho do pé do sexto ensaio. Representação de algumas amostras aleatórias. . . . .	46
4.16	Gráfico do ensaio de uma caminhada. . . . .	46
4.17	Gráfico do ensaio de uma caminhada onde o voluntário não exerce pressão sobre os 4 sensores e posteriormente exerce pressão máxima sobre os 4 sensores. . . . .	47



4.18	Imagens do experimento de caminhada. (a) Sensor de pressão 3000 posicionado no pé do voluntário; (b) Ligação do circuito até o circuito de aquisição, posicionado sobre a perna do voluntário; (c) Circuito de aquisição de sinais posicionado no voluntário e este o segurando. . . . .	47
4.19	Resultado obtido com o ensaio de transmissão sem fio e com todos os sensores sendo pressionados alternadamente. . . . .	48
4.20	(a) Ensaio de ruído com um peso de 500 gramas sobre o sensor 1 do sensor de pressão 3000; (b) Ensaio de ruído com um peso de 500 gramas sobre o sensor 2 do sensor de pressão 3000. . . . .	48
4.21	Valor do peso utilizado no ensaio de ruído. . . . .	49
4.22	Resultado do ensaio de ruído sem nenhum peso sobre os sensores 1 e 2. . . .	49
4.23	Resultado do ensaio de ruído com um peso de 500 gramas sobre o sensor 1 e o sensor 2. . . . .	50
4.24	Resultado do ensaio de levantamento de curvas com peso. . . . .	50

# 1 Introdução

## 1.1 Contextualização e Problematização

O pé humano está a todo momento sujeito à ação de forças que fornecem o suporte, estabilidade e equilíbrio ao corpo humano. Com o passar do tempo, o peso e os impactos diários a esse membro provocam alterações plantares e, conseqüentemente, levam à problemas de saúde.

A pressão plantar pode refletir condições cinéticas e físicas de cada pessoa [1]. Com a medição da distribuição da pressão plantar, ou seja, do movimento do pé na pisada e das mudanças provenientes desta pisada ao longo da marcha, é possível analisar a existência de deformidades podais, identificando problemas de coluna, lesões por esporte, áreas de maior pressão nos pés de pacientes diabéticos, dentre outros distúrbios.

Um moderno sistema que mapeia em detalhes a forma de caminhar e/ou pisar de um indivíduo tem contribuído na realização de avaliações mais completas e objetivas nos tratamentos provenientes das alterações plantares. Este sistema está sendo muito utilizado por médicos para detectar problemas podais e também para prevenir várias doenças provenientes destes problemas, desde a infância até a terceira idade.

Dependendo do formato dos pés, as conseqüências de uma pisada errônea aparecem como dores, joanetes, encurtamento de tendões, etc. A sola do pé, que é a primeira parte do corpo que sofre o impacto de uma corrida, está suscetível a problemas como a fascite plantar, lesão causada pela inflamação da fascia plantar, estrutura responsável por dar apoio ao arco do pé. Um dos motivos deste problema é a sobrecarga [5].

Para corredores amadores e profissionais, além de atletas de outros esportes, o sistema de medição da pressão plantar ajuda a melhorar o rendimento. Muitas pessoas correm ou praticam esportes e se queixam de dores nas costas, nas pernas, no quadril, e acham que a culpa é do tênis e do terreno. Muitas vezes o motivo é a forma de pisar, alguma deformidade nos pés difícil de perceber a olho nu e dependendo do caso a correção é feita com o uso de palmilhas especiais e de tênis adaptados ao tipo de pisada do indivíduo. Além disto, indivíduos sedentários queixam-se de dores nas costas, muitas das vezes provenientes de uma má postura, a que também pode estar relacionada com uma pisada errônea.

Diante disto, nota-se a importância do acompanhamento médico na prevenção de doenças ou futuras doenças causadas pela pisada. Pesquisas recentes abordam a medição de sinais de pressão plantar para auxílio a diagnóstico, caracterização e/ou tratamento de doenças [10]. Em geral, os trabalhos encontrados utilizam sistemas de baixa densidade espacial, com cerca

de 4 a 12 sensores em cada pé. Sendo assim, a contribuição deste projeto está na viabilidade de projetar um sistema de análise dinâmico da pressão plantar.

## 1.2 Objetivos

### 1.2.1 Objetivo Geral

O projeto visa implementar um sistema de aquisição, armazenamento e transmissão de sinais dinâmicos adquiridos através da pisada. O armazenamento dos dados permitirá que estes sejam coletados, processados e salvos para que sejam analisados posteriormente e a transmissão sem fio que permitirá o envio dos dados coletados para um computador, no qual será feita a análise dos sinais obtidos em tempo real.

### 1.2.2 Objetivos Específicos

Os seguintes objetivos específicos serão cumpridos para a implementação do sistema proposto:

1. Projetar e implementar um circuito eletrônico para aquisição de sinais de pressão utilizando uma matriz de sensores resistivos de alta densidade;
2. Adquirir sinais da pressão plantar por meio do sistema desenvolvido;
3. Armazenar os dados adquiridos do sensor de pressão em um cartão SD;
4. Transmissão dos dados adquiridos por meio de rádio-frequência (RF) para um computador, para que seja feita uma análise em modo online;
5. Desenvolvimento de um *software* para visualização dos sinais de sensores específicos, gerando um gráfico de pressão *versus* tempo, tanto com os valores armazenados no cartão SD, como com os valores obtidos através da transmissão sem fio;
6. Desenvolvimento de um programa de visualização gráfica das pressões em cada pé, com a distribuição dinâmica das pressões exercidas, evoluindo com o tempo, também utilizando os valores armazenados no cartão SD e os valores obtidos através da transmissão sem fio;

## 1.3 Justificativa

O acompanhamento médico é muito importante para a prevenção de doenças futuras. Este sistema poderá ser utilizados por médicos, para acompanharem seus pacientes em atividades diárias, por meio do armazenamento de informações, além da análise em tempo real com testes no próprio consultório médico. O sistema irá gerar o resultado da pisada de cada indivíduo, a partir da marcha do paciente, e irá mostrar visualmente as regiões de maior e menor pressão plantar. A contribuição deste projeto também está na viabilidade de projetar um sistema de análise da pressão plantar com uma alta resolução espacial quando comparado com os projetos já existentes ou que estão atualmente em desenvolvimento.

## 1.4 Estrutura da dissertação

Este trabalho é constituído por cinco seções. Esta primeira seção apresentou um contexto introdutório sobre os problemas podais e o sistema de medição de pressão plantar proposto neste trabalho, além de mencionar os objetivos que o projeto em questão deve alcançar ao final de todo o processo. Também foram citadas as justificativas do projeto, em termos dos possíveis impactos.

Na segunda seção é apresentado todo o estudo bibliográfico utilizado para desenvolvimento do projeto. Neste é mencionado um conhecimento básico sobre a pressão plantar e alguns modelos para sua medição disponível no comércio, além de projetos relacionados. Também é apresentada a instrumentação utilizada no projeto, como o sensor de pressão, a plataforma de desenvolvimento Arduino e seus módulos, decodificadores e multiplexadores.

Na terceira seção é detalhada toda a metodologia de desenvolvimento utilizada na implementação do projeto, a metodologia experimental e a metodologia de análise. É explicado o funcionamento detalhado dos circuitos, os diagramas, esquemáticos do circuito, testes de comparação com uma plataforma já existente e os métodos usados para a análise do desempenho do sistema.

A quarta seção apresenta todos os resultados alcançados com o projeto e na última seção é apresentada a conclusão do projeto com todos os resultados alcançados, as limitações encontradas e propostas para desenvolvimento futuro.

## 2 Fundamentação teórica

### 2.1 Pressão plantar

As medidas quantitativas da qualidade do movimento humano são importantes para discriminar as condições patológicas e de saúde. Sendo assim, a análise da distribuição do peso corporal e dos impactos causados por este sob o pé é de extrema importância para tratamentos de úlceras, fascite plantar, sistema postural, dentre outros [19].

A pressão plantar é definida pela carga que atua sobre os pés quando estamos caminhando, correndo e até mesmo parados. De acordo com Menkveld et al., as tarefas funcionais realizadas pelos pés durante a marcha são [18]:

1. reconhecimento da carga de impacto sobre o calcanhar;
2. adaptação com o terreno durante a sobrecarga;
3. estabilidade e distribuição da carga no pé;
4. propulsão causada para progressão do próximo passo.

Para a análise da distribuição da pressão plantar é necessário, basicamente, ter conhecimento sobre os tipos de pés e os tipos de pisadas. O pé é classificado como pé plano, pé cavo ou pé normal, conforme ilustrado na figura 2.1. Já as pisadas são classificadas como pronada, supinada ou normal. A figura 2.2 ilustra esses tipos de pisada.



**Figura 2.1.** Tipos de pés. Fonte: [9]

De acordo com as classificações, pode-se observar que o pé plano está relacionado com a pisada pronada, assim como os pés normal e cavo estão relacionados com as pisadas normal e supinada, respectivamente [16].



**Figura 2.2.** Tipos de pisadas. Fonte: [16]

## 2.2 Estratégia para medição da pressão plantar

O número de estudos relacionados à pressão plantar tem crescido substancialmente nos últimos anos. Vários destes estudos se tornaram possíveis graças ao avanço do sistema de análise de pressão plantar, também nomeado baropodometria. Estes estudos se destacam por permitir, além do estudo de doenças e deformidades plantares, a verificação da influência de determinados tratamentos ou cirurgias. Por exemplo, estudos comparativos sobre qual a contribuição da disfunção muscular dos membros inferiores na alteração da distribuição da pressão plantar e consequente ulceração do pé em pacientes diabéticos possibilitam a criação e análise de soluções que melhoram a distribuição da pressão plantar por parte do paciente, utilizando palmilhas ortopédicas de acordo com a sua pisada, como exemplo [1] [17].

O mercado atual possui dois tipos de tecnologia baropodométrica: sistemas de plataforma e sistemas *in-shoe* (acoplados aos pés).

Os sistemas classificados como de plataforma podem ser analisados dinamicamente, com multi-passos em uma plataforma de pressão ou uma pisada aleatória. A Figura 2.3 ilustra um sistema de plataforma, em que o paciente dá uma única pisada, enquanto que a Figura 2.4 ilustra o mesmo tipo de sistema, mas onde o paciente pode caminhar ao longo de sua extensão.



**Figura 2.3.** Sistema de plataforma emed, do fabricante Novel. Fonte: [13]



**Figura 2.4.** Sistema de plataforma Zedris, do fabricante Medical GmbH. Fonte: [7]

Os sistemas *in-shoe* são utilizados dentro do sapato e com circuitos eletrônicos posicionados no corpo. A Figura 2.5 ilustra um sistema *in-shoe*, com o paciente pode caminhar livremente enquanto os dados coletados são armazenados no dispositivo e/ou enviados via *wireless* para um computador.



**Figura 2.5.** Sistema *in-shoe* F-scan, do fabricante Tekscan. Fonte: [14]

Peron, Ximenes e Fleury desenvolveram uma palmilha de látex com sistema de sensores para análise da pressão plantar em indivíduos autistas. O sensor utilizado neste sistema foi o sensor de pressão FlexiForce, também do fabricante Tekscan. Este sistema é classificado

como *in-shoe*. A figura 2.6 ilustra a distribuição dos sensores de pressão ao longo da palmilha de látex. [10]



**Figura 2.6.** Sensores de pressão FlexiForce distribuídos sobre uma palmilha de látex. Fonte: [10]

Os sistemas *in-shoe* possuem vantagens em relação aos sistemas de plataforma, como por exemplo no seu uso, já que este não está restrito à uma área específica e pode ser utilizado fora da clínica.

## 2.3 O sensor de pressão 3000 da *Tekscan*

Nesta pesquisa são empregados sensores de pressão modelo 3000, ilustrado na figura 2.7, do fabricante Tekscan. O sensor é caracterizado por sua facilidade de uso em qualquer indivíduo, já que possui uma altura de 31.37 cm e largura de 10.67 cm. Este sensor possui 954 elementos sensores que capturam a pressão exercida pelo pé. Além disto, o sensor trabalha na faixa de pressão de 517 a 862 kPa. Extremamente fino, possuindo 0.2 mm de espessura, se encaixa em tênis, sandálias e outros com facilidade e sem causar desconforto. O sensor é baseado em tecnologia resistiva, em que cada elemento sensor possui resistência variável cujo valor é mais elevado quando não é aplicada pressão sobre [20].



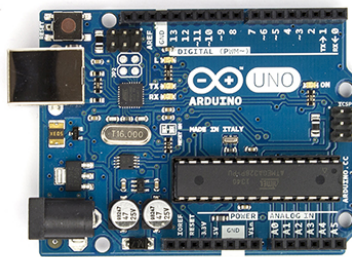


**Figura 2.7.** Sensor de pressão 3000. Fonte: [8]

## 2.4 Plataforma de desenvolvimento Arduino

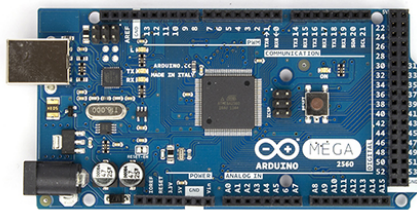
O Arduino é uma plataforma de prototipagem eletrônica *open-source* que se baseia em *hardware* e *software* flexíveis e fáceis de usar. O Arduino pode sentir o estado do ambiente que o cerca por meio da recepção de sinais de sensores e pode interagir com os seus arredores, controlando luzes, motores e outros atuadores. O microcontrolador na placa é programado com a linguagem de programação Arduino, baseada na linguagem *Wiring*, e o ambiente de desenvolvimento Arduino, baseado no ambiente *Processing*. Os projetos desenvolvidos com o Arduino podem ser autônomos ou podem comunicar-se com um computador para a realização da tarefa, com uso de *software* específico. Há diversos modelos e para diferentes aplicações, dentre eles, o Arduino Uno, Arduino MEGA, Arduino Leonardo e Arduino Lilypad [11].

O Arduino Uno é utilizado em projetos básicos que não necessitam de muitas portas e de um maior processamento, e possui o microcontrolador ATmega328 com 14 pinos digitais e 6 pinos analógicos, conforme mostrado na 2.8.



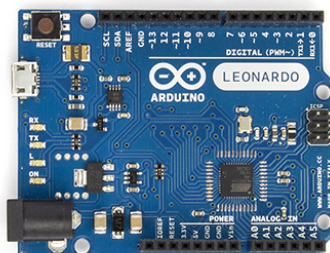
**Figura 2.8.** Arduino UNO. Fonte: [11]

O Arduino Mega, utilizado neste projeto, é utilizado em implementações que necessitam de um número maior de portas ou mais processamento, já que possui o microcontrolador ATmega2560 com 54 pinos digitais, sendo que 15 podem ser usados como saídas PWM, 16 pinos analógicos, memória flash de 256KB, SRAM de 8KB, EEPROM de 4KB e clock de 16 MHz. A Figura 2.9 ilustra o Arduino Mega.



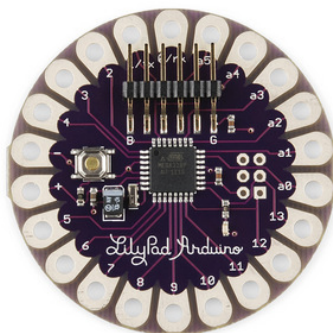
**Figura 2.9.** Arduino MEGA. Fonte: [11]

O Arduino Leonardo difere destas placas por possuir microcontrolador ATmega32u4, que tem comunicação USB embarcada, excluindo a necessidade de um segundo processador. A Figura 2.10 ilustra o Arduino Mega.



**Figura 2.10.** Arduino LEONARDO. Fonte: [11]

O Arduino Lylipad, ilustrado na figura 2.11, é uma placa desenvolvida para tecidos inteligentes e vestimentas, já que permite ser costurado diretamente no tecido.

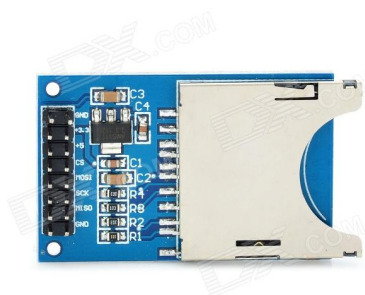


**Figura 2.11.** Arduino LYLIPAD. Fonte: [11]

### 2.4.1 Módulo Cartão SD

Este módulo é o responsável pelo armazenamento dos dados em arquivo e permite ser alimentado por 5V e por 3.3V. A gravação dos dados é feita através da ligação de seus principais pinos, responsáveis pela comunicação, com o microcontrolador e são conhecidos como pino de *Chip Select* (SDCS), pino *Master Out Slave In* (MOSI), pino *Master In Slave Out* (MISO) e pino *Serial Clock* (SC).

O pino *Chip Select* serve para habilitar ou desabilitar o cartão e é ativo em nível lógico alto. O pino *Master Out Slave In* configura o microcontrolador como mestre e o módulo de cartão SD como escravo. O *Master In Slave Out* trabalha da forma contrária deste, já que configura a entrada como mestre e a saída como escravo. O pino *Serial Clock* sincroniza os dados e é a saída do que for considerado mestre.

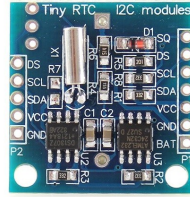


**Figura 2.12.** Módulo para armazenamento de dados em um cartão SD.

### 2.4.2 Módulo *Real Time Clock*

Este módulo é usado integrado com o módulo de cartão SD e é responsável por manter o controle do tempo presente. O módulo *Real Time Clock*(RTC), mostrado na figura 2.13, permite escrever a data e hora precisos para os dados a serem gravados nos arquivos gerados no cartão SD. É composto pelo circuito integrado 1307, o qual fornece informações de segundos, minutos e horas no formato de 12 e 24 horas, dia da semana, do mês e do ano. Sua contagem continua após o desligamento da alimentação externa, já que utiliza bateria de lítio de 3V. No fim do mês a data é ajustada automaticamente para meses com menos de 31 dias, incluindo as correções para anos bissextos até 2100.

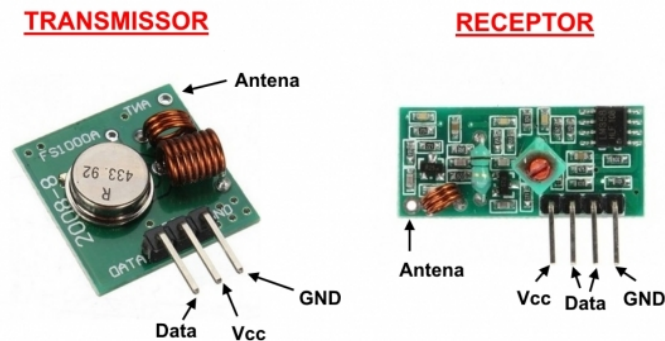
Neste projeto o módulo RTC será necessário para que o sistema seja portátil e para ser informado precisamente quando foram coletados os resultados gerados e armazenados no cartão SD.



**Figura 2.13.** Módulo de relógio de tempo real, utilizando CI1307 e possui suporte de bateria de lítio de 3V. Fonte: [11]

### 2.4.3 Módulo Transmissor e Receptor Rádio Frequência

Para a transmissão de dados entre o sensor de pressão 3000 e o computador será utilizada a transmissão por ondas de rádio. Atualmente, no mercado brasileiro, existem módulos de rádios que trabalham nas frequências de 315MHz e 433MHz, os quais são permitidos pela Agência Nacional de Telecomunicações (Anatel). Neste projeto, foi utilizado o módulo de radiofrequência de 433MHz, mostrado na Figura 2.14, que é mais simples e envia os dados em série do transmissor para o receptor utilizando o método de transmissão simplex, ou seja, transmissão unidirecional.



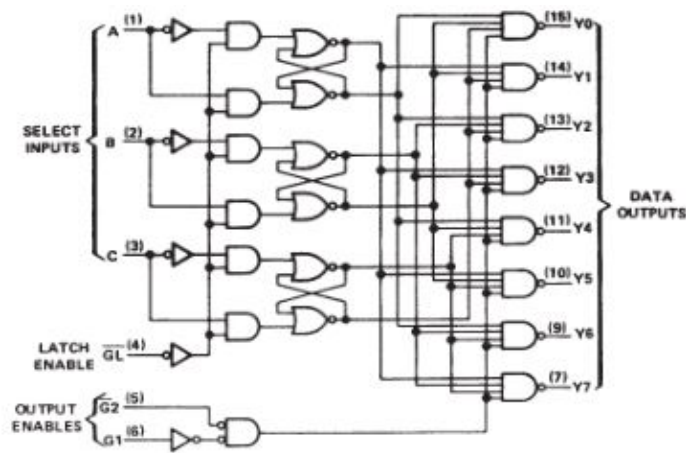
**Figura 2.14.** Módulo de transmissão em radiofrequência com 433MHz.

O módulo transmissor será instalado no *hardware* implementado para coleta das informações e enviará para a estação base de monitoramento, ou seja, para o computador, em que o módulo receptor será instalado e é o responsável por receber as informações. Este módulo transmite com uma distancia de até 100 metros se não houver barreiras.

## 2.5 Decodificadores

Um decodificador é um circuito lógico que aceita um conjunto de entradas que representa um número binário e ativa somente uma saída que corresponde ao número da entrada. Em outras palavras, um circuito decodificador analisa as suas entradas, determina qual número binário está presente e ativa a saída correspondente a esse número, com isto, todas as outras saídas permanecem desativadas [12].

Neste projeto, a decodificação foi utilizada para selecionar apenas uma das entradas do sensor de pressão e deixando as demais desativadas. O decodificador selecionado para o projeto foi o 137, pois possui 8 saídas e três entradas digitais de seleção. Este mesmo decodificador também foi utilizado para selecionar cada multiplexador utilizado no projeto, já que foram utilizados 8 multiplexadores e as saídas de cada um deles deveriam estar conectadas, gerando apenas um resultado por vez. A figura 2.15 mostra o diagrama lógico do circuito integrado 137.



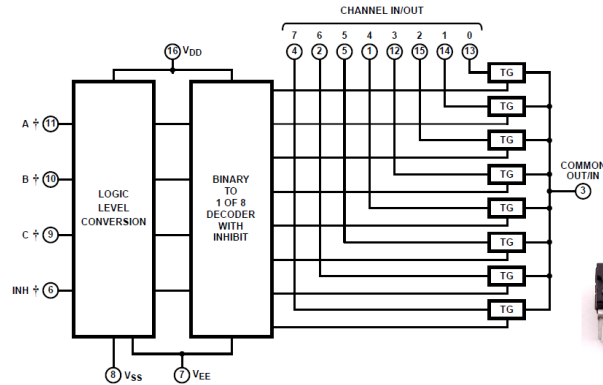
**Figura 2.15.** Diagrama lógico do circuito integrado 137. Fonte: [3]

## 2.6 Multiplexadores

Um multiplexador digital ou seletor de dados é um circuito lógico que aceita diversos dados digitais ou analógicos de entrada e seleciona um deles, em um certo instante, para a saída. O roteamento do sinal de entrada desejado para a saída é controlado pelas entradas de seleção. [12]

Neste projeto, a multiplexação foi necessária para selecionar apenas uma das saídas do sensor de pressão 3000. Como cada uma das entradas do sensor de pressão possuem várias

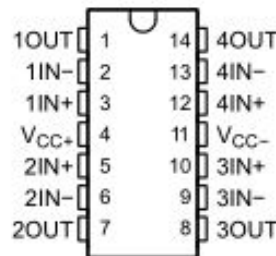
saídas, era necessário a multiplexação para selecionar uma saída por vez. Com isto, o multiplexador/demultiplexador utilizado foi o 4051, já que este permite chavear até 8 entradas e com isto, possui três entradas digitais de seleção. A figura 2.16 mostra o diagrama de blocos funcional do circuito integrado 4051, além de seu encapsulamento.



**Figura 2.16.** Diagrama de blocos funcional do circuito integrado 4051 e seu encapsulamento. Fonte: [2]

## 2.7 Amplificador operacional

O amplificador operacional é um componente de circuitos elétricos que realiza operações especiais de processamento de sinais. [6] A figura 2.17 mostra um amplificador operacional, o tl074, utilizado neste projeto. Nesta figura pode ser observado os sinais positivos e negativos (IN+ e IN-), sendo que o sinal positivo identifica a entrada não inversora e o sinal negativo a entrada inversora de cada um dos amplificadores operacionais contidos neste circuito integrado. Vcc+ e Vcc- são as alimentações positiva e negativa do circuito integrado e neste caso estão sendo alimentadas com +9V e -9V.



**Figura 2.17.** Circuito integrado tl074. Fonte: [4]

## 3 Metodologia

### 3.1 Desenvolvimento e Implementação

O desenvolvimento do projeto foi iniciado pelo levantamento bibliográfico e pela simulação a partir do estudo das pesquisas. Para adquirir os sinais de pressão plantar foi feita a pesquisa de sensores de pressão comerciais e a partir de então optou-se pela utilização do sensor de pressão 3000, do fabricante *Tekscan*. A razão para escolha desse sensor é a alta resolução espacial quando comparado com outras opções do mercado. O microcontrolador utilizado neste projeto é o Atmega, por meio do sistema de desenvolvimento Arduino Mega, no qual estará todo o código para aquisição, transmissão e armazenamento dos sinais adquiridos pelo sensor de pressão 3000. A razão para a escolha desse sistema de desenvolvimento é o fato de possuir mais portas de entrada e saída quando comparado com outras opções na mesma faixa de preço, além de possuir um melhor processamento. O circuito possui também decodificadores, multiplexadores, módulo transmissor e receptor RF, módulo cartão SD, módulo tempo real, inversores, diodo zener e amplificadores operacionais, além do Arduino Uno que foi utilizado para controlar o receptor dos sinais transmitidos pelo transmissor de radiofrequência.

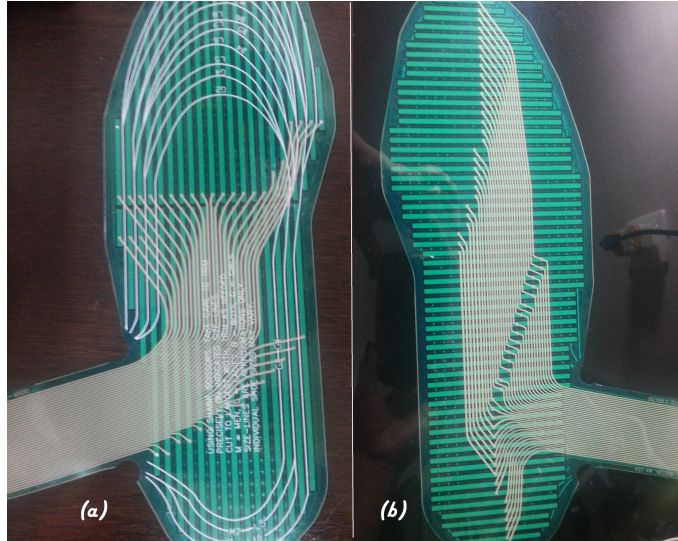
A implementação do circuito foi feita primeiramente por meio de uma simulação no *software Proteus* que permite o desenho e simulação de circuitos eletrônicos com ambiente *Isis*. Este *software* foi escolhido por possuir capacidade de simular a programação de microcontroladores.

O sensor de pressão 3000 possui 21 colunas e 64 linhas, porém, a forma de conexão utilizada pelo sensor é tal que o número de linhas e colunas não está relacionada com o número de conexões. A partir de uma análise do sensor de pressão 3000 observou-se que ele possui 39 conexões de seleção de colunas e 36 conexões de seleção de linhas, sendo que 24 estão interligadas. Com isto, são necessárias 39 conexões alternadas para a seleção das colunas e 36 conexões alternadas para a seleção das linhas. Nas conexões alternadas para seleção das linhas, 24 conexões são interligadas pela própria palmilha e 12 são utilizadas apenas uma vez. Observe na figura 3.1 a ilustração do sensor de pressão tanto para as linhas como para as colunas.

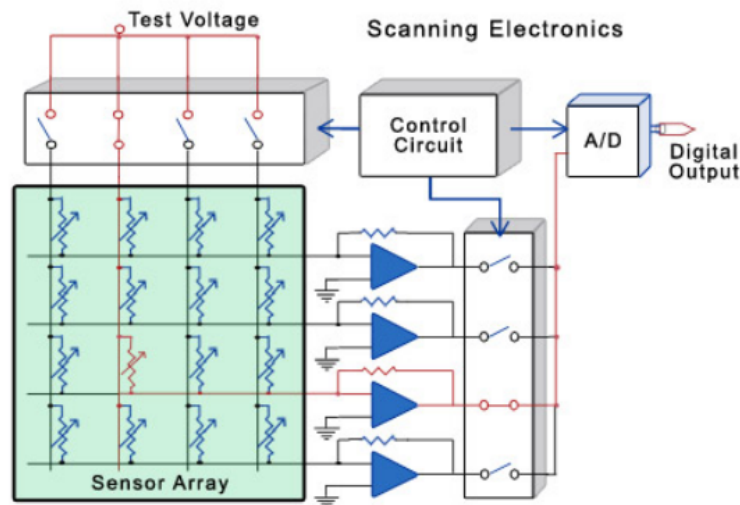
O circuito de controle do sensor de pressão tem por base o esquemático ilustrado na figura 3.2. O esquemático mostra como funciona internamente o sensor de pressão 3000 e como devem ser obtidas as medidas de pressão plantar.

A partir do esquemático da figura 3.2 foi feita a simulação do circuito completo para o





**Figura 3.1.** (a) Sensor de pressão - seleção das colunas (b) Sensor de pressão - seleção das linhas.



**Figura 3.2.** Esquemático do sistema de aquisição de dados. Fonte: [21]

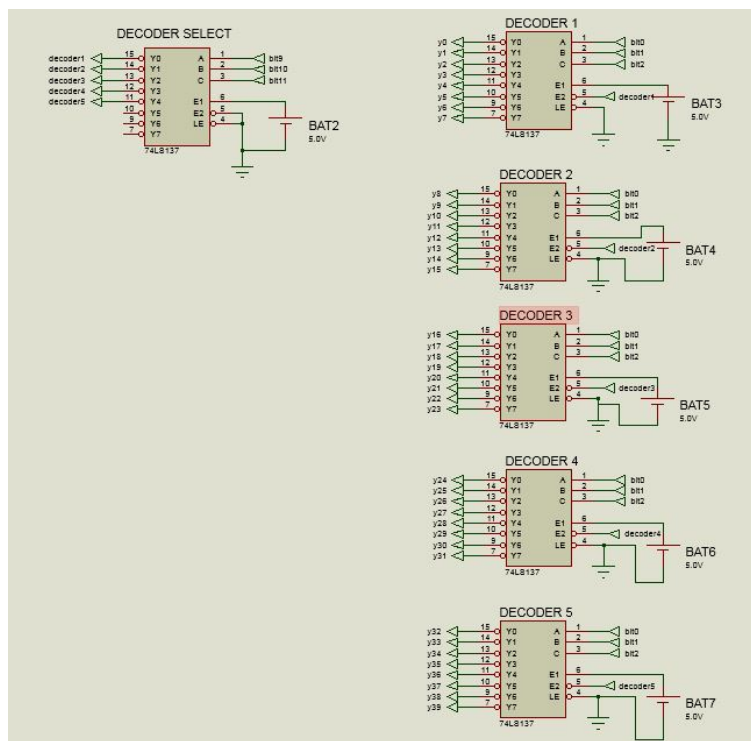
sensor de pressão 3000. O circuito de controle mostrado na figura é controlado pelo Arduino Mega e não foi utilizada a conversão analógico-digital mostrada no esquemático, já que os valores analógicos foram suficientes para os próximos passos.

O sistema de aquisição tem como objetivo controlar qual das colunas devem ser selecionadas pelo microcontrolador e controlar quais das linhas devem ser selecionadas pelo microcontrolador para que o resultado final seja de apenas um sensor resistivo. Para que fosse feita esta seleção, a simulação foi dividida em dois circuitos: circuito de seleção das



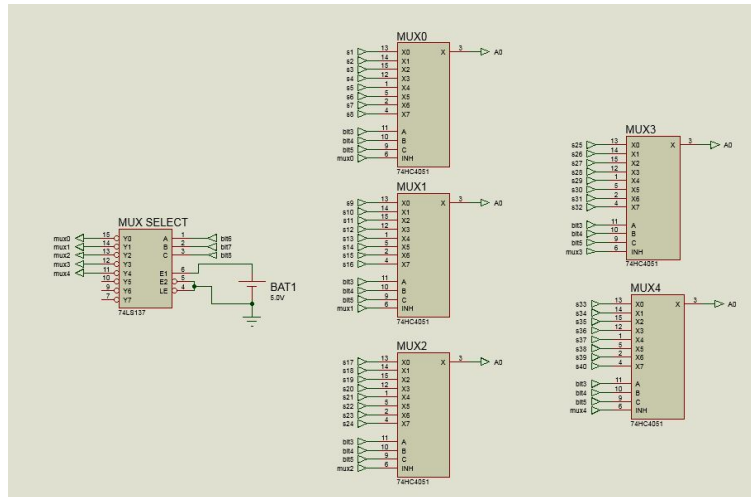
colunas e circuito de seleção das linhas.

No circuito de seleção das colunas foram utilizados decodificadores. Como o decodificador 74137 possui saída em nível baixo, foram utilizados inversores para que esta mesma saída que estiver em nível baixo se inverta para o nível alto em 5V, selecionando uma coluna desejada, falaremos da seleção do sensor de pressão mais a frente. Como o sensor de pressão 3000 necessita de 39 conexões alternadas para selecionar cada coluna foram utilizados 6 decodificadores, sendo que um deles é responsável por selecionar cada decodificador deixando os demais desativados com as saídas em nível alto e os cinco demais decodificadores responsáveis por selecionar cada coluna. Observe na figura 3.3 a simulação deste circuito de seleção de colunas.



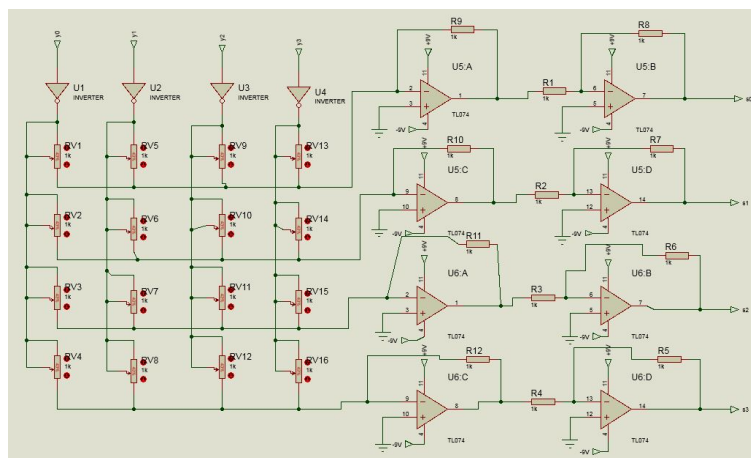
**Figura 3.3.** Simulação do circuito de seleção das colunas.

No circuito de seleção das linhas foram utilizados multiplexadores e um decodificador. Assim como mencionado anteriormente, o sensor de pressão 3000 necessita de 36 conexões alternadas para selecionar cada linha e com isto, foram utilizados 5 multiplexadores para receber todas as 36 linhas do sensor de pressão e selecionar apenas uma delas na saída. O decodificador utilizado neste circuito de seleção das linhas é responsável por selecionar cada um dos multiplexadores para que apenas uma saída seja obtida, sendo que esta é interligada em cada um dos multiplexadores e ligada em uma das entradas/saídas analógicas do Arduino Mega. Observe na figura 3.4 a simulação do circuito de seleção das linhas.



**Figura 3.4.** Simulação do circuito de seleção das linhas.

A simulação do sensor de pressão completa não foi feita por possuir bastantes conexões, porém, foi feita uma simulação com 16 potenciômetros os quais simulam os sensores resistivos do sensor de pressão 3000 e pode ser observada na figura 3.5. Nesta figura pode ser observado que são utilizados os inversores nas entradas de cada coluna do sensor de pressão 3000, estes inversores são conectados nas saídas dos decodificadores, já que estes possuem saída em nível baixo e necessitamos que a saída da coluna selecionada seja de nível alto. Também pode ser observado os amplificadores operacionais ligados a cada uma das linhas do sensor de pressão 3000, onde estes são responsáveis pela passagem da corrente e também por inverter o sinal negativo que é gerado a partir do esquemático da figura 3.2, onde é utilizado apenas um amplificador operacional.



**Figura 3.5.** Simulação do sensor de pressão 3000 com as demais conexões com inversor e amplificador operacional.

Após a simulação do circuito completo, foram feitos os testes em uma *protoboard* com um circuito menor, o qual simulava apenas 4 sensores do sensor de pressão 3000, com isto, foi utilizado apenas 4 potenciômetros, já que o sensor de pressão 3000 é resistivo e até então não foi utilizado nos testes. Além dos 4 potenciômetros utilizados nos testes, sendo que estes variavam de valor, o circuito de teste também possuía o módulo de cartão SD, 1 inversor, 1 amplificador operacional que é realimentado por duas baterias de 9V trabalhando no modo de simetria, 1 multiplexador e 3 decodificadores, sendo que um deles seleciona qual decodificador deve estar ativado, outro decodificador seleciona qual multiplexador deve estar ativado e o último seleciona as entradas dos potenciômetros. Além disto, foi implementado o módulo RTC e o transmissor e receptor RF.

A partir da implementação de parte do circuito em uma *protoboard* foi feito o desenvolvimento de todo o *software* do projeto. Foram implementados 4 modos de operação: o primeiro é responsável por ler toda a palmilha e armazenar os valores no cartão SD, o segundo modo lê uma quantidade pré-especificada  $n$  de sensores e armazena os valores no cartão SD, o terceiro modo lê  $n$  sensores, armazena os valores no cartão SD e transmite os sinais sem fio e o quarto modo envia via USB os valores de  $n$  sensores. O *software* foi implementado para toda a palmilha e também pode ser utilizado isoladamente para cada sensor desejado. A conversão A/D foi feita pelo Arduino, porém, a conversão da palavra binária adquirida pelo Arduino não foi convertida para nível de tensão no *software*, apenas no *software* de visualização de sinais, para economizar operações e banda para transmissão.

Com o circuito montado na protoboard e após os testes com potenciômetros, estes foram substituídos pelo sensor de pressão 3000. Iniciando os testes com o sensor de pressão 3000 notou-se que inicialmente o sensor não estava tão sensível quanto o esperado e além disto, quando um dos sensores era pressionado a corrente passava para outro sensor e assim o resultado era dividido entre dois sensores, esse problema revelou a necessidade de incluir um resistor em série com cada elemento sensor da palmilha, para limitar a corrente quando mais de um elemento fosse pressionado simultaneamente. Além disto, o resistor de realimentação dos amplificadores operacionais foi alterado para se adequar à nova configuração do circuito.

Inicialmente, o ajuste foi feito de forma empírica, a partir dos valores de resistência em aberto e sob pressão da palmilha. Depois foram levantadas as equações com os novos valores de resistência, para verificação das configurações obtidas. Para tanto, foi feita a medição da resistência do sensor de pressão 3000 entre um dos sensores e notou-se que este quando não estava pressionado possuía resistência superior a  $2M\Omega$  e quando pressionado o mais forte possível a sua resistência chegava a cerca de  $50k\Omega$ . A partir de então, notando-se que a resistência do sensor de pressão é bastante alta foram trocadas as resistências do amplificador operacional de  $1k\Omega$  para  $100k\Omega$  e com esta alteração o sensor de pressão ficou mais sensível

ao toque. Para a solução do problema da soma de correntes dos diferentes elementos sensíveis quando pressionados ao mesmo tempo foi colocado em série com a resistência do sensor de pressão um outro resistor possuindo um valor de  $47k\Omega$  e notou-se que com o mesmo ainda possuía uma corrente sobre um sensor não pressionado, porém, que esta corrente já foi menor que anteriormente, trocando este resistor por um de  $100k\Omega$  o sistema funcionou normalmente, sendo que quando um sensor fosse pressionado apenas ele obteria uma variação no valor do sinal, com isto, iniciou-se os testes com o sensor de pressão 3000.

A equação

$$V_{out} = \frac{100k\Omega}{100k\Omega + R} V_{in}; \quad (3.1)$$

demonstra a equação do sinal recebido pela entrada analógica do Arduino Mega, onde  $V_{out}$  é o valor lido pelo Arduino Mega,  $V_{in}$  a tensão de entrada onde varia entre 0 e 5V e R a resistência do sensor de pressão 3000.

Com todo o circuito montado e todo o *software* feito iniciou-se a codificação do programa no Matlab o qual é responsável por plotar as variações dos potenciômetros na fase de teste e do sensor de pressão no projeto final. Este programa é responsável por mostrar a imagem de um pé, direito ou esquerdo de acordo com a utilização, e com as variações das resistências haver variação dinâmica online e offline na imagem do pé.

## 3.2 Avaliação experimental

O sensor de pressão 3000 possui várias conexões e com isto não foi possível, até então, fazer a soldagem de todas as linhas e colunas do mesmo. Planeja-se em breve fazer um conector específico para o sensor de pressão 3000 com uma impressora 3D com todas as conexões com espaçamento de 0.5mm do sensor.

Para fazer a prova de conceito do projeto foram utilizados alguns elementos sensíveis do sensor de pressão 3000. Utilizando apenas estes sensores não será possível utilizar o modo de operação 1 do *software* de controle do sensor de pressão 3000, onde os valores de todos os sensores são salvos em cartão SD, já que sem todas as ligações os valores não estariam corretos, porém, o *software* e *hardware* estão completos para todo o sensor de pressão, assim como o *software* de visualização de sinais.

### 3.2.1 Circuito de teste utilizando potenciômetro

Os dois primeiros ensaios serão feitos utilizando o circuito de testes com 4 potenciômetros. Nesses experimentos será observado o funcionamento do circuito utilizando a teoria do sensor

de pressão onde este funciona como um resistor variável. Para o primeiro ensaio será utilizado o modo de operação 3 onde os dados são recebidos pelo módulo receptor de RF programado em um Arduino Uno e também salvos em um cartão SD o ensaio é responsável por confirmar a funcionalidade nos dois casos e que os dados estão semelhantes com diferenças de tempo em microsegundos. Os tempos armazenados permitem verificar a taxa de amostragem efetiva no caso da transmissão sem fio e da gravação em cartão SD. O segundo ensaio irá utilizar o modo de operação 4 onde os sinais são mostrados na tela.

### 3.2.2 Circuito utilizando 04 sensores

Os próximos ensaios utilizarão o sensor de pressão 3000 com 4 sensores resistivos do mesmo ligados ao *hardware*, onde serão apenas trocados os potenciômetros pelo sensor de pressão.

O primeiro ensaio utilizando os sensores resistivos do sensor de pressão 3000 será o ensaio de pressão, onde este é dividido em 6 ensaios e se caracterizam por apenas utilizarem a pressão com as mãos sobre os sensores. Os sinais deste ensaio serão salvos no cartão SD, ou seja, este utilizará o segundo modo de operação.

O primeiro ensaio de pressão foi feito utilizando um delay de 1 segundo entre as medições e este ensaio foi feito pressionando o sensor 1, 2, 3 e 4, respectivamente, assim mostrando cada sensor sendo pressionado uma vez. O segundo ensaio foi feito da mesma maneira, pressionando alternadamente cada sensor, porém, com um delay de 100  $\mu$ s e assim obtendo um maior número de amostras por segundo.

O terceiro ensaio de pressão e os próximos utilizarão o delay de 100  $\mu$ s entre as medições para amostrar uma maior quantidade de sinais. Este ensaio foi feito pressionando o sensor 1, 2, 3 e 4 e então voltando a pressioná-los novamente em um número de 3 amostras.

O quarto ensaio pressiona simultaneamente os pares de sensor 1 e 2 e então o 3 e o 4 alternadamente e gerando um total de 10 amostras. O quinto ensaio é semelhante ao quarto, porém, neste ensaio é pressionado os pares de sensor 1 e 3 e então o 2 e 4 alternadamente. Neste ensaio deve ser gerado um total de pelo menos 3 amostras.

No sexto e último ensaio de pressão são pressionados os 4 sensores simultaneamente e neste ensaio deve ser gerado um total de pelo menos 3 amostras.

O segundo ensaio será o ensaio de caminhada, este ensaio é caracterizado por utilizar o segundo modo de operação, onde os dados são salvos no cartão SD e por utilizar o sensor em uma caminhada feita por um voluntário. Este ensaio será dividido em dois: o primeiro onde será mostrada toda a caminhada do voluntário e o segundo onde será mostrado os sensores sendo pressionados o mais forte possível que o voluntário conseguir e então sem o

peso do voluntário sobre o mesmo, com o objetivo de obter uma análise sobre a maior e menor pressão exercida sobre os sensores.

O terceiro ensaio será o de transmissão sem fio, onde será utilizado uma alimentação no Arduino Mega e por meio do transmissor RF será enviado os dados adquiridos para o receptor RF que está conectado no circuito com o Arduino Uno. Os resultados serão visualizados na tela por meio da IDE do Arduino.

O quarto ensaio será o ensaio de avaliação de ruído, onde dois sensores de pressão terão um peso sobre os mesmos e por cerca de um minuto serão obtidos os resultados dos mesmos, este resultado possuirá uma variação em cada um dos sensores. Este teste também será feito sem nenhum peso sobre os sensores e então será medido o ruído em cada um dos mesmos quando não há nenhuma pressão sobre eles.

No quinto e último ensaio será feito um levantamento de curvas com peso, onde serão colocados pesos de diferentes medidas sobre um dos sensores e então serão obtidos os resultados da variação da leitura neste sensor com a variação do peso. Neste ensaio será utilizado um peso máximo de 500 gramas sobre o sensor e este será diminuído até 50 gramas.

### 3.3 Metodologia de análise

Nos ensaios de pressão com o sensor de pressão 3000 utilizando 4 sensores resistivos serão observados sinais que variam de 0 a 800 e estes representam um sinal qualquer, porém, com a conversão utilizando a equação

$$V_{out} = \frac{5S_{medido}}{1023} \quad (3.2)$$

onde  $V_{out}$  é o novo valor em Volts,  $S_{medido}$  o valor lido pelo Arduino Mega, poderá ser observado os sinais em forma de tensão. A escolha dos sinais serem apresentados com esta variação se dá pelo fato de que utilizando os sinais em forma de tensão deveria ser utilizado variáveis do tipo double e isto utilizaria mais memória do Arduino do que utilizando variáveis do tipo int. Os sinais variam proporcionalmente com a pressão exercida sobre cada sensor, ou seja, quando não há pressão sobre o sensor os sinais variarão entre 0V e 1V e quando pressionados o máximo possível estes sinais chegarão próximos à 4 volts.

No ensaio de caminhada serão observados os mesmos sinais com variação de 0 à 4 volts assim como nos ensaios de pressão, porém, com um maior número de amostras de acordo com o tempo da caminhada. Neste ensaio também será observado um ruído sobre cada sensor quando o voluntário exercer a maior pressão possível sobre cada um dos sensores e quando este não exercer pressão nenhuma sobre o sensor de pressão 3000.

No terceiro ensaio serão observados os sinais transmitidos sem fio, estes sinais serão observados pela IDE do Arduino e os sinais variarão entre 0 e 4 volts de acordo com a pressão exercida. Neste ensaio será possível observar a taxa de amostragem dos sinais recebidos pelo receptor e a taxa de amostragem dos sinais salvos no cartão SD. Neste ensaio também será possível observar em tempo real a variação dos sinais sobre a figura de um pé.

No quarto ensaio de avaliação de ruído será observado uma taxa ao qual o sinal estará variando com e sem peso sobre o sensor de pressão. Com esta variação será feita uma avaliação da relação sinal-ruído utilizando a equação

$$SR_{dB} = 10 \log \frac{m^2 N}{\sum (v - m)^2} \quad (3.3)$$

onde  $SR_{dB}$  é o resultado da relação sinal-ruído,  $m$  é a média dos resultados,  $N$  o número de resultados obtidos e  $v$  o valor do resultado.

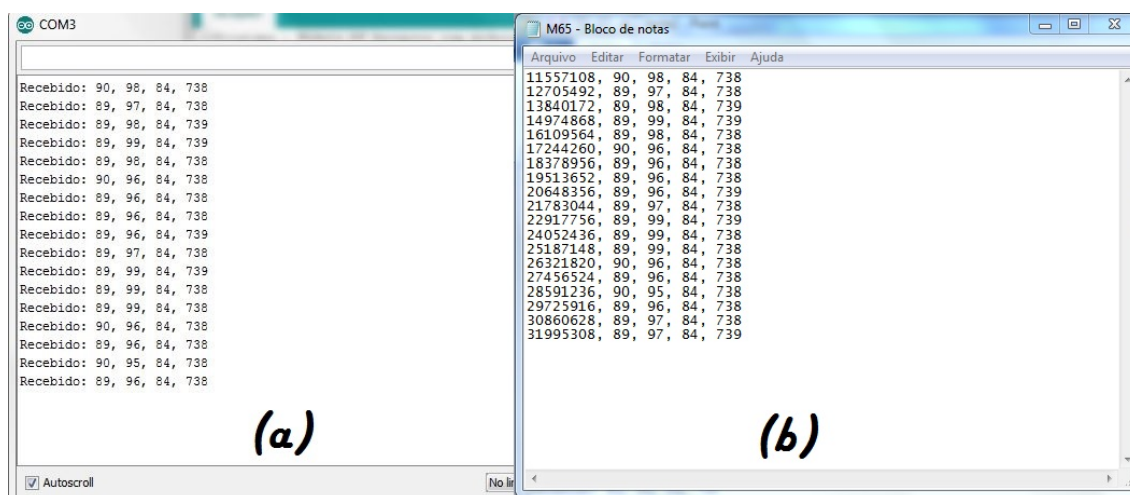
No último ensaio será feito um levantamento de curvas com peso e neste ensaio será observado uma faixa dinâmica do sinal variando de acordo com a pressão do peso sobre o sensor. Este sinal será observado em forma de barra do peso e de barra do resultado do sinal, sendo que será observado um sinal decrescendo proporcionalmente de acordo com o peso retirado.

## 4 Resultados e Discussão

O código implementado no Arduino Mega controla a aquisição e variação resistiva na palmilha e com potenciômetros, gravação no cartão SD e envio dos sinais do módulo transmissor para o módulo receptor RF. O módulo receptor foi programado em um outro Arduino, Arduino Uno, para monitorar em tempo real as variações resistivas.

Como dito anteriormente, no Arduino Mega foram programados 4 modos de operação: o primeiro responsável por ler toda a palmilha e armazenar os valores no cartão SD, o segundo modo lê  $n$  sensores e armazena os valores no cartão SD, o terceiro modo lê  $n$  sensores, armazena os valores no cartão SD e transmite os sinais sem fio e o quarto modo envia via USB os valores de  $n$  sensores.

Os primeiros testes utilizando o circuito montado na protoboard utilizando os 4 potenciômetros foram feitos utilizando o modo de operação 3 e 4. No terceiro modo de operação os dados são salvos no cartão SD e os sinais transmitidos para o módulo receptor programado no Arduino Uno. Observe na figura 4.1 os dados obtidos durante um teste nos 4 potenciômetros utilizando este modo de operação.

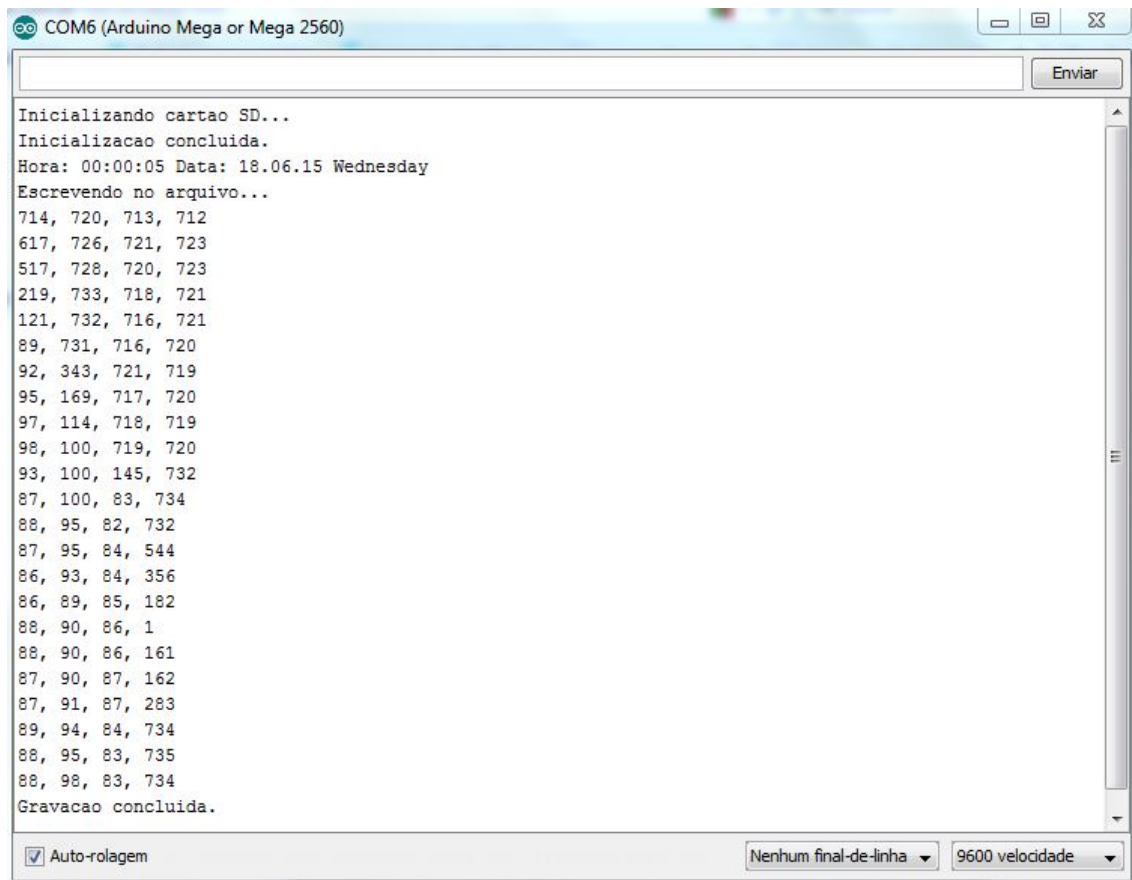


**Figura 4.1.** Exemplos de dados recebidos nos modo de operação 3 utilizando o circuito com 4 potenciômetros. (a) Dados recebidos pelo módulo receptor; (b) Dados salvos no cartão SD durante outra aquisição. Em cada linha, o primeiro valor é o tempo de aquisição em microsegundos, e os outros 4 valores são medidas de pressão na escala 0 a 1023 (palavras binárias com 10 bits).

Observe na figura 4.2 os dados obtidos durante um teste nos 4 potenciômetros utilizando o quarto modo de operação, onde os dados são apenas amostrados na tela do computador.

Os dados gravados pelo cartão SD nos ensaios de pressão foram lidos pelo *software* de



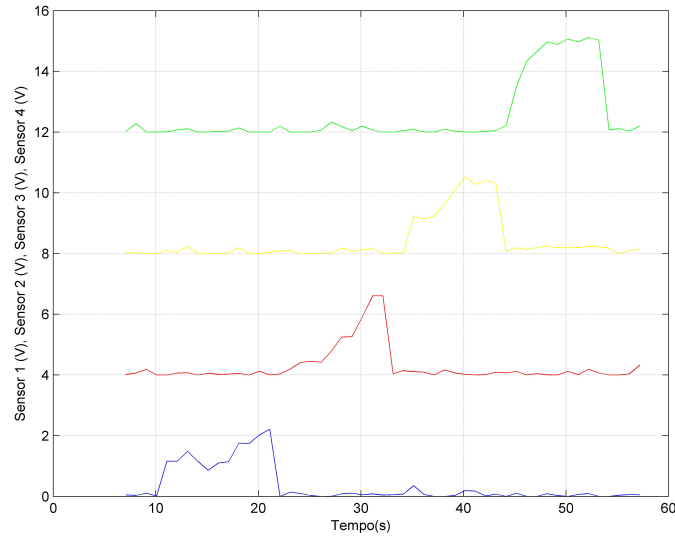


**Figura 4.2.** Resultado do modo de operação 4 utilizando o circuito com 4 potenciômetros. Este modo mostra na tela os valores medidos. Em cada linha, o primeiro valor é o tempo de aquisição em microsegundos, e os outros 4 valores são medidas de pressão na escala 0 a 1023 (palavras binárias com 10 bits).

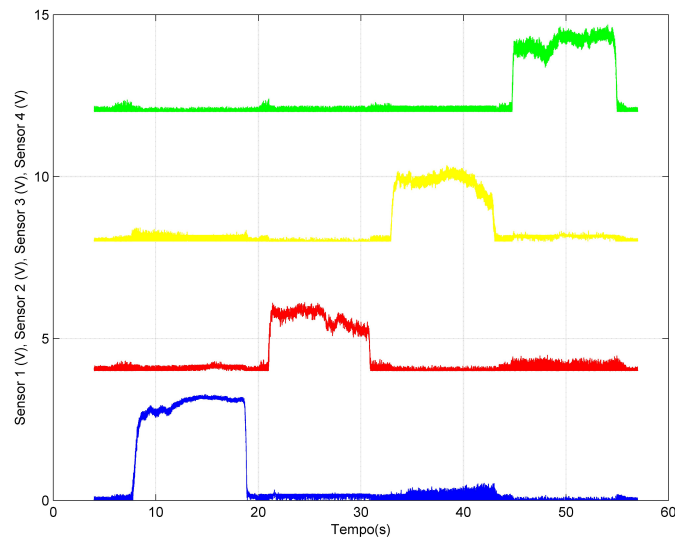
visualização dos gráficos feito no Matlab. O programa lê os dados dos arquivos .txt gravados no cartão SD e plota os seus valores em relação ao tempo de aquisição. Nas figuras a seguir estão os resultados obtidos para cada ensaio de pressão e em todas elas os gráficos estão dispostos de acordo com a posição de cada sensor como forma de relacionar a análise de cada gráfico com a pressão em cada sensor, sendo que esta diferença está na faixa de 4 volts onde é a tensão obtida na maior pressão que pode ser lida pelo software de aquisição dos dados.

As figuras 4.3 e 4.4 mostram os gráficos para o primeiro e segundo ensaios. De acordo com estas figuras pode ser observado os sensores sendo pressionados alternadamente e em ordem, do primeiro ao quarto. Na figura 4.4 pode ser observado um maior ruído comparado com a figura 4.3, já que neste teste o delay é de  $100\mu s$  e com isto em um segundo são capturados 10000 amostras dos sensores e no teste da figura 4.3 é capturada apenas uma amostra. A linha azul mostra os resultados do sensor 1, a linha vermelha do sensor 2, a linha

amarela do sensor 3 e a linha verde do sensor 4.



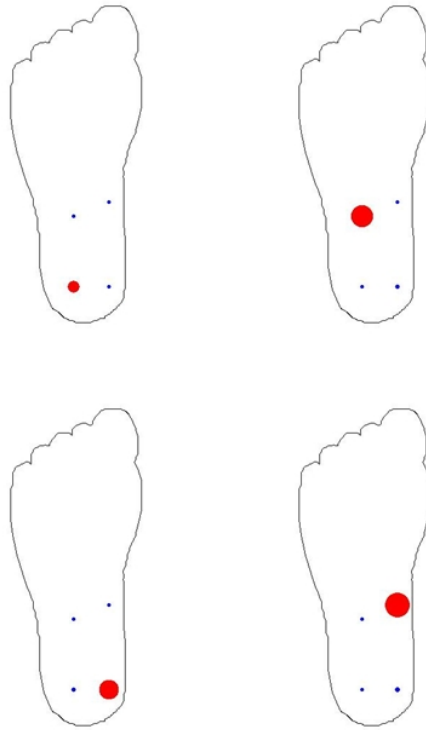
**Figura 4.3.** Gráfico do primeiro ensaio de pressão onde os sensores são pressionados alternadamente. Delay de 01 segundo entre as medições.



**Figura 4.4.** Gráfico do segundo ensaio de pressão onde os sensores são pressionados alternadamente. Delay de 100  $\mu$ s entre as medições.

Na figura 4.5 pode ser observado as pressões sobre cada sensor no primeiro ensaio. Observa-se na figura que o raio de cada sensor varia de acordo com a pressão exercida sobre

este. Os resultados amostrados foram colhidos a partir do resultado do segundo ensaio de pressão onde havia um delay de  $100\mu s$  entre as medições.

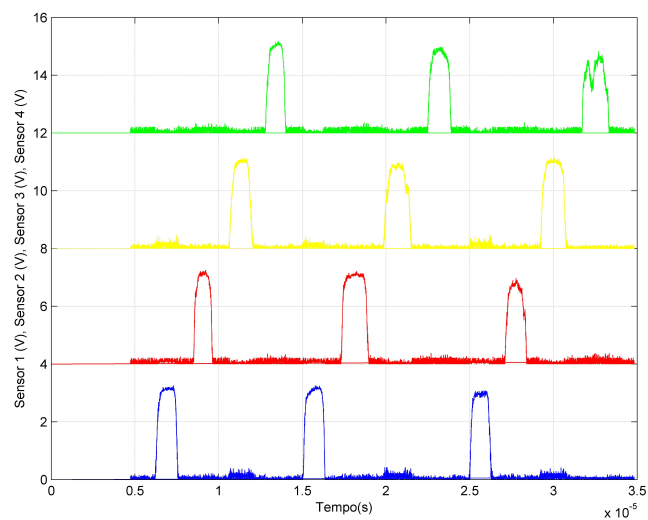


**Figura 4.5.** Desenho de pressão sobre o desenho do pé do primeiro ensaio. Representação das pressões sobre cada sensor.

A figura 4.6 mostra o gráfico com o terceiro ensaio, onde foram pressionados alternadamente e em ordem todos os sensores. Pode ser observado nesta figura como quanto nas demais que todo o projeto possui uma variação de valor, ou seja, um ruído em suas medições, isso se dá pelo fato do sensor não estar calibrado. Na figura 4.7 pode ser observado a pressão sobre cada sensor no desenho do pé de todas as amostras obtidas no terceiro ensaio.

As figuras 4.8 e 4.9 mostram os gráficos com o quarto ensaio, onde foram pressionados simultaneamente os sensores 1 e 2 e os sensores 3 e 4, respectivamente. Observa-se nestas figuras 10 amostras de pressões e a variação dos resultados entre estas, já que os valores pressionados não necessariamente deveriam ser os mesmos, variando de acordo com a pressão exercida. Na figura 4.10 pode-se observar os dois primeiros resultados do quarto ensaio representados sobre o desenho do pé.

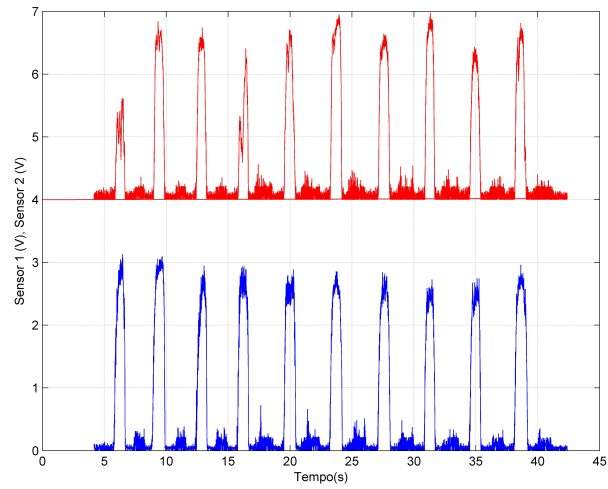
As figuras 4.11 e 4.12 mostram os gráficos com o quinto ensaio, onde foram pressionados simultaneamente os sensores 1 e 3 e os sensores 2 e 4, respectivamente. Observa-se que os



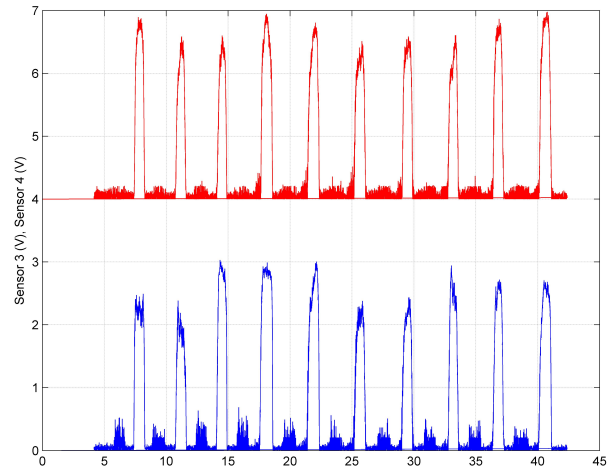
**Figura 4.6.** Gráfico do terceiro ensaio de pressão onde os sensores são pressionados alternadamente e obtendo um resultado de 3 amostras.



**Figura 4.7.** Desenho de pressão sobre o desenho do pé do terceiro ensaio. Representação das pressões sobre cada sensor nas 3 amostras.



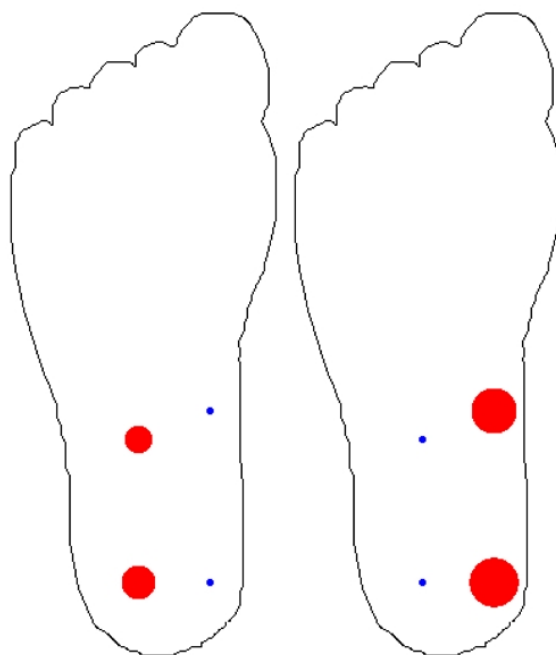
**Figura 4.8.** Gráfico do quarto ensaio de pressão onde os sensores 1 e 2 são pressionados simultaneamente.



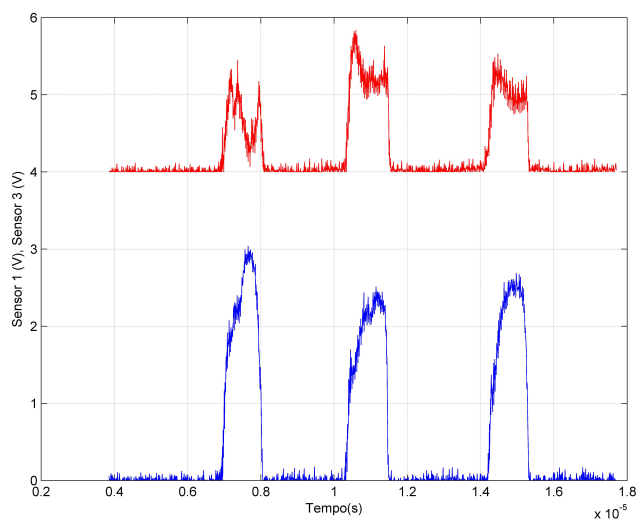
**Figura 4.9.** Gráfico do quarto ensaio de pressão onde os sensores 3 e 4 são pressionados simultaneamente.

pares de sensores obtiveram 3 amostras e assim como no quarto ensaio os valores pressionados são distintos variando de acordo com a pressão exercida. Na figura 4.13 pode ser observado sobre o desenho do pé o resultado das primeiras amostras do quinto ensaio, onde não havia pressão sobre nenhum sensor e então foi exercida uma pressão sobre os sensores 1 e 3 e depois 2 e 4, após estas pressões os sensores não foram pressionados até a próxima amostra.

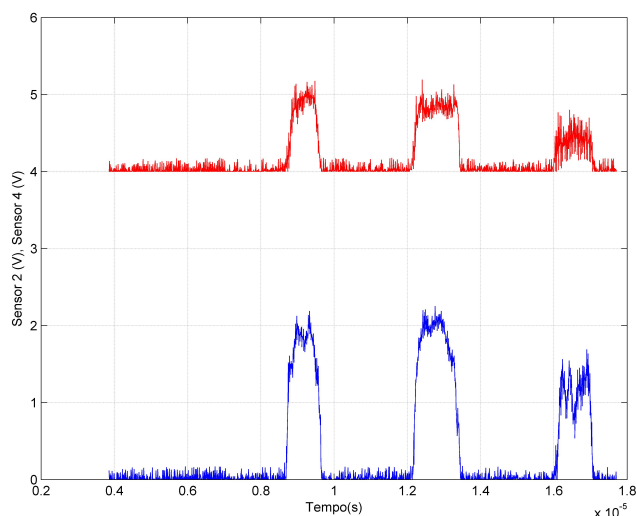
A figura 4.14 mostra o gráfico com o sexto ensaio, onde foram pressionados simultaneamente os 4 sensores. Este teste foi feito utilizando um peso de 5 kg para distribuir a pressão



**Figura 4.10.** Desenho de pressão sobre o desenho do pé do quarto ensaio. Representação das pressões sobre cada sensor na primeira amostra.



**Figura 4.11.** Gráfico do quinto ensaio de pressão onde os sensores 1 e 3 são pressionados simultaneamente.



**Figura 4.12.** Gráfico do quinto ensaio de pressão onde os sensores 2 e 4 são pressionados simultaneamente.

sobre os 4 sensores e também utilizando a pressão de um voluntário sobre este peso.

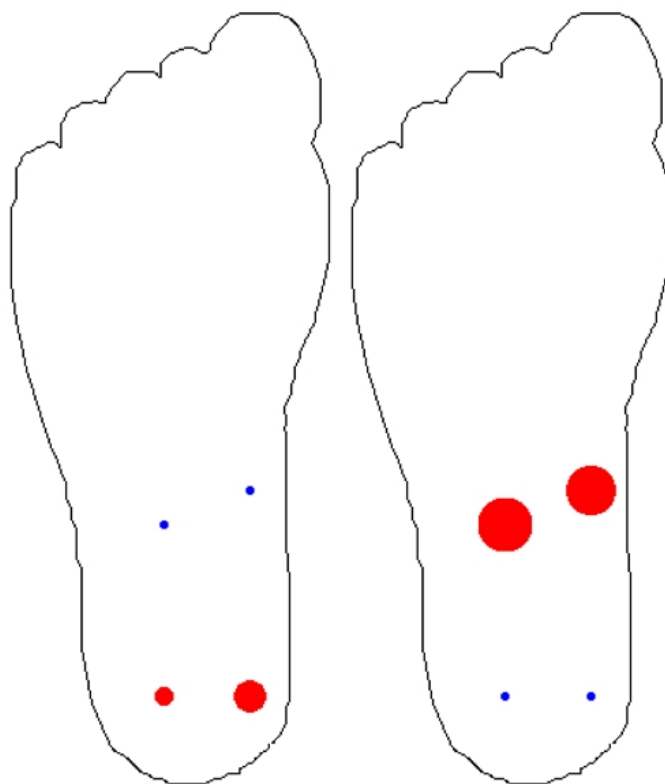
A figura 4.16 mostra o gráfico de uma caminhada e na figura 4.17 pode-se observar o gráfico da mesma caminhada, porém, com pressões estimuladas, ou seja, inicialmente o voluntário não exerceu pressão alguma sobre os sensores e posteriormente exerceu uma pressão máxima sobre os 4 sensores. Observa-se nas duas figuras que os sensores 1 e 3 estão alocados em uma área onde o voluntário exerce menos pressão ao caminhar, comparado com as pressões exercidas sobre os sensores 2 e 4.

Na figura 4.18 pode-se visualizar como foi feito o teste de caminhada onde o voluntário segurou o circuito de aquisição de sinais, o sensor 3000 foi preso ao seu pé e os cabos em sua perna. Até então o voluntário deve segurar o sistema já que não foi feita a placa de circuito impresso, porém, com a placa de circuito impresso feita, esta será posicionada sobre a perna do voluntário.

No ensaio de transmissão sem fio notou-se um número de amostras inferior aos obtidos anteriormente, porém, pode ser observado na figura ?? os resultados obtidos neste ensaio, sendo que foi pressionado alternadamente cada sensor e em ordem para demonstrar o funcionamento do modo de operação com transmissão de sinais por RF.

No ensaio de ruído foi obtido os resultados sem peso e com um peso de 500 gramas sobre dois sensores. Na figura 4.20 pode ser observado como foi feito este ensaio de ruído com um peso de 500 gramas sobre os 2 sensores, observe também na figura 4.21 o valor deste peso sobre uma balança calibrada.

O resultado do ensaio de ruído sem nenhum peso pode ser visualizado na figura 4.22,

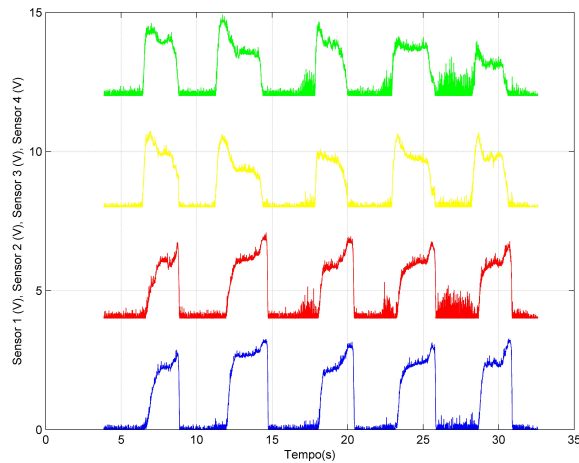


**Figura 4.13.** Desenho de pressão sobre o desenho do pé do quinto ensaio. Representação da primeira amostra do quinto ensaio.

observa-se nesta figura que o sensor 2 possui menos ruído que o sensor 1, isso se dá pelo fato do sensor 1 ter sido mais utilizado que o sensor 2, já que este foi um dos sensores utilizados nos ensaios de pressão e de caminhada e até então o sensor 2 não tinha sido utilizado. A média dos valores sem nenhum peso sobre os sensores foi de 6,64 para o sensor 1 e 0,27 para o sensor 2, sendo que a relação sinal-ruído foi de -8,67 dB para o sensor 1 e -28,64 dB para o sensor 2. Na figura 4.23 pode-se observar o resultado do ensaio de ruído com um peso de 500 gramas sobre os sensores 1 e 2, observa-se nessa figura que o sensor 2 é mais sensível que o sensor 1, isto também se dá pelo fato deste sensor ter sido menos utilizado que o sensor 1. A média dos valores com um peso de 500 gramas sobre os sensores foi de 305,98 para o sensor 1 e 528,16 para o sensor 2, sendo que a relação sinal-ruído foi de 10,39 dB para o sensor 1 e 16,31 dB para o sensor 2.

Na figura 4.24 pode-se observar o resultado do ensaio de levantamento de curvas com peso. Os primeiro peso utilizado no sensor foi de 500 gramas e então este foi sendo minimizado

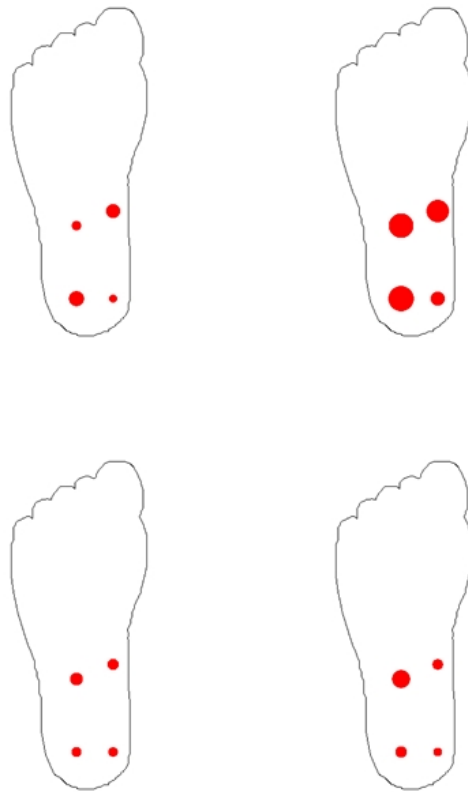




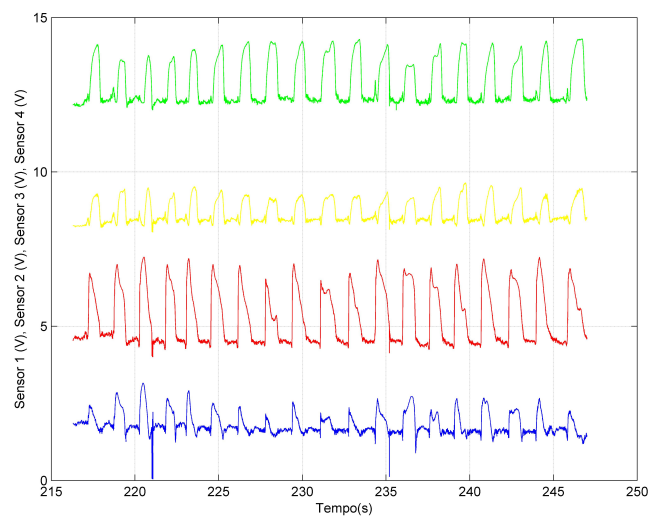
**Figura 4.14.** Gráfico do sexto ensaio de pressão onde todos os sensores são pressionados simultaneamente.

até que chegasse à 50 gramas. Observe nas barras da figura que os resultados possuem ruído em cada um dos pesos, o que é normal já que o sensor não é calibrado e já foi medida a relação sinal-ruído anteriormente. Além disto, pode-se observar que para 50 gramas o sensor não é sensível e então o resultado foi nulo.

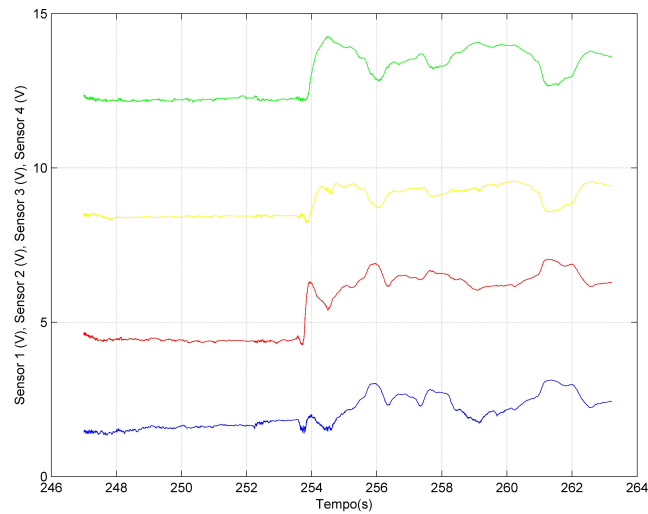
O último ensaio realizado com o sistema teve como objetivo definir a taxa de amostragem para cada um dos modos em que o sistema pode obter os resultados: com fio apenas mostrando na tela da IDE do Arduino o resultado lido, sem fio transmitindo via RF e salvando os dados no cartão SD. Foram feitos cada teste separadamente e observou-se que o modo onde é obtido o maior número de amostras por segundo é utilizando a gravação dos dados em um cartão SD onde obteve-se aproximadamente 407 amostras por segundo, com isto, a taxa de amostragem no modo de escrita no cartão SD é de cerca de 814 Hz. Já o pior modo de operação é o de transmissão sem fio onde obteve-se aproximadamente 6 amostras por segundo e com isto, 12 Hz de taxa de amostragem para transmissão sem fio. No modo de operação com fio onde os dados são mostrados na IDE do Arduino obteve-se um total de 45 amostras por segundo, sendo a taxa de amostragem deste modo de aproximadamente 90 Hz.



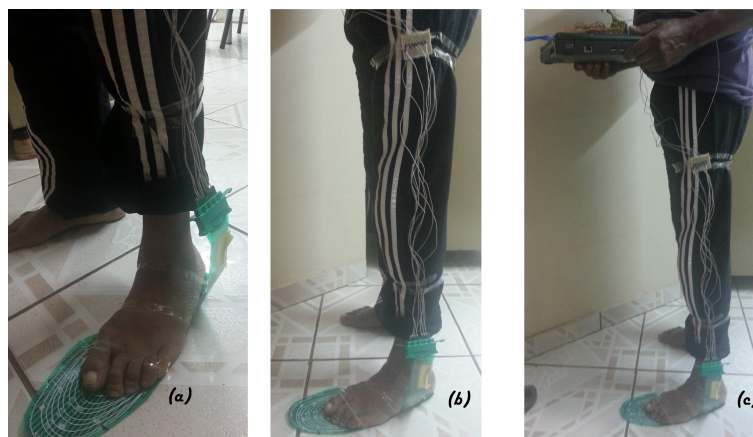
**Figura 4.15.** Desenho de pressão sobre o desenho do pé do sexto ensaio. Representação de algumas amostras aleatórias.



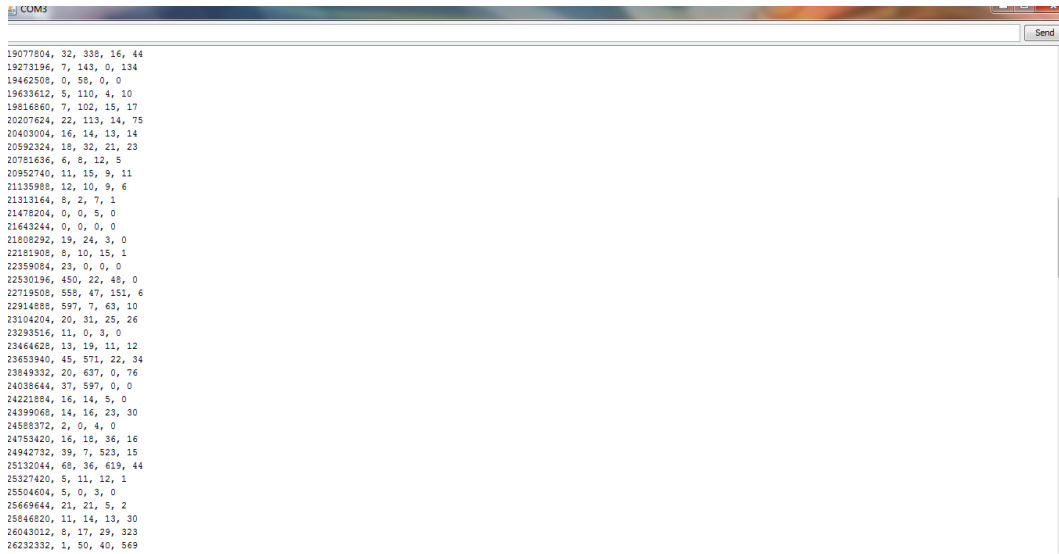
**Figura 4.16.** Gráfico do ensaio de uma caminhada.



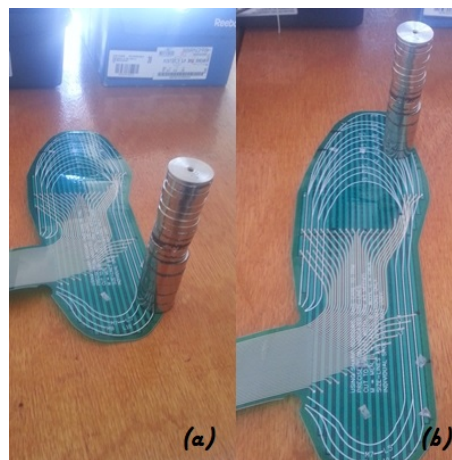
**Figura 4.17.** Gráfico do ensaio de uma caminhada onde o voluntário não exerce pressão sobre os 4 sensores e posteriormente exerce pressão máxima sobre os 4 sensores.



**Figura 4.18.** Imagens do experimento de caminhada. (a) Sensor de pressão 3000 posicionado no pé do voluntário; (b) Ligação do circuito até o circuito de aquisição, posicionado sobre a perna do voluntário; (c) Circuito de aquisição de sinais posicionado no voluntário e este o segurando.



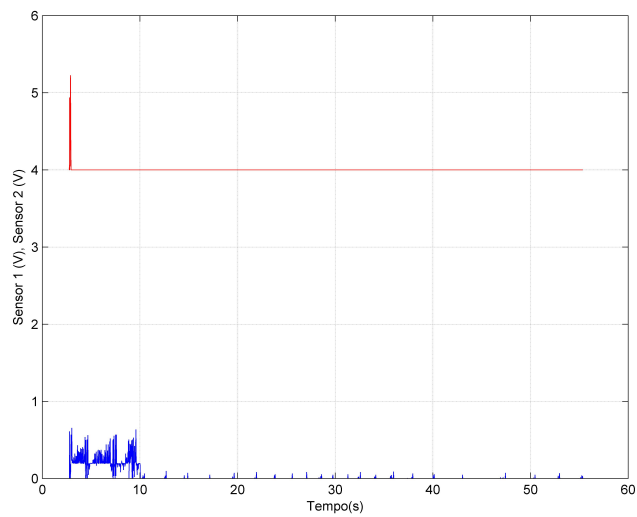
**Figura 4.19.** Resultado obtido com o ensaio de transmissão sem fio e com todos os sensores sendo pressionados alternadamente.



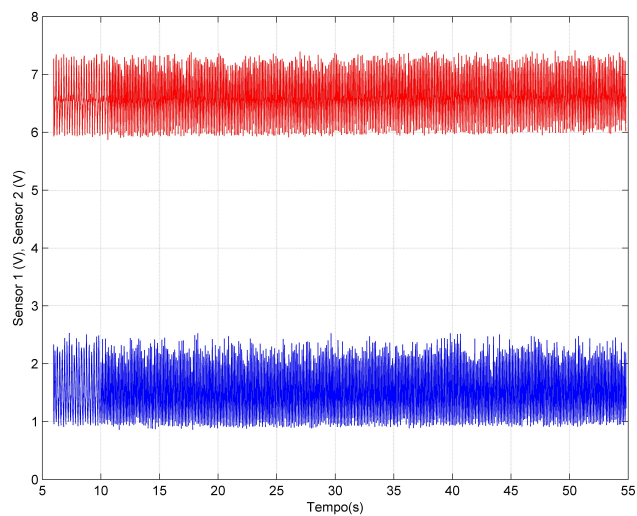
**Figura 4.20.** (a) Ensaio de ruído com um peso de 500 gramas sobre o sensor 1 do sensor de pressão 3000; (b) Ensaio de ruído com um peso de 500 gramas sobre o sensor 2 do sensor de pressão 3000.



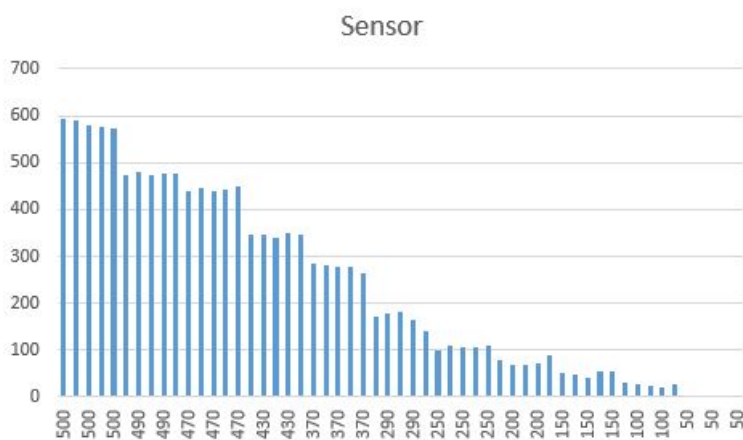
**Figura 4.21.** Valor do peso utilizado no ensaio de ruído.



**Figura 4.22.** Resultado do ensaio de ruído sem nenhum peso sobre os sensores 1 e 2.



**Figura 4.23.** Resultado do ensaio de ruído com um peso de 500 gramas sobre o sensor 1 e o sensor 2.



**Figura 4.24.** Resultado do ensaio de levantamento de curvas com peso.

## 5 Conclusão

Este trabalho propôs o desenvolvimento de um sistema para aquisição de sinais relacionados à pisada do pé. O sistema é constituído por um sensor de pressão 3000 que possui alta resolução quando comparado à vários outros sistemas, este sensor é disposto por 21 colunas e 64 linhas, além de uma placa central que permite o armazenamento local em cartão SD e transmissão sem fio via rádio frequência para a monitoração em tempo real. A placa central é responsável por fazer a aquisição dos sinais do sensor de pressão 3000 e esses dados são transmitidos por RF, armazenados em cartão SD ou simplesmente mostrados em tempo real via IDE do Arduino. Estes dados são processados e plotados em um gráfico de tempo versus resultado do sensor e também visualizados sob o formato do pé.

O monitoramento da pressão plantar é algo muito necessário atualmente e que ajudará diversas pessoas na análise de várias doenças como problemas de postura, no joelho, nos pés, entre outros. O sistema construído com melhorias, como por exemplo, a inclusão de um sistema de classificação com cada um dos tipos de pisadas: neutra, pronada e supinada, já trará um resultado melhor para a análise de cada pessoa. Utilizando este sistema também poderá ser antecipado um problema futuro com a análise da caminhada e corrida.

O projeto teve como objetivos alcançados a implementação de um sistema para aquisição de sinais de pressão plantar composto por um *hardware* e *software* completo, sendo o *software* capaz de ler os sinais adquiridos e plotar em tempo real ou não a sua aquisição e amostrar por meio de um *software* de visualização os sinais no formato do pé. A principal limitação do sistema foi utilizar os conectores do sensor de pressão 3000, já que este possui um adaptador específico e com isto não foi possível utilizar todos os sensores do mesmo.

Futuramente este projeto poderá ser utilizado em um trabalho de mestrado que já está em andamento utilizando sensores de pressão FlexiForce e estes poderão ser trocados pelo projeto em questão. Caso seja utilizado neste trabalho este projeto poderá ter melhorias como incluir no sistema os tipos de pisada para que este detecte automaticamente a partir da caminhada o tipo de pisada da pessoa. Além disto, como mencionado anteriormente, será feito um adaptador para os conectores do sensor de pressão 3000 utilizando uma impressora 3D.

A principal diferença deste projeto para outros identificados pela autora é a densidade de informações capazes de serem adquiridas com o sensor de pressão utilizado neste projeto, sendo capaz de adquirir sinais assim como os utilizados por grandes empresas e expostos pela autora neste projeto. Como este sistema possui mais informações ele permite uma avaliação mais precisa do que dos projetos encontrados.

# Referências Bibliográficas

- [1] R.J. Abboud and D.I. Rowley and R.W. Newton, Lower limb muscle dysfunction may contribute to foot ulceration in diabetic patients, *Clinical Biomechanics*, vol. 15, Jan. 2000, pp. 37-45, doi:10.1016/S0268-0033(99)00038-8.
- [2] Texas Instruments. Cd4051b, cd4052b, cd4053b, 1999. Datasheet CI4051.
- [3] Texas Instruments. SN54LS137, SN74LS137, 1988. Datasheet CI137.
- [4] Texas Instruments. TL071, TL071A, TL071B, TL072, TL072A, TL072B, TL074, TL074A, TL074B. Datasheet CITL074.
- [5] Principais lesões e como evitá-las. Disponível em <http://www.fisioterapia.com/noticias/imprimir/1061>. Último acesso: 09 de abril de 2015.
- [6] Richard C. Dorf e James A. Svoboda, Introdução aos Circuitos Elétricos. LTC, 8ª Edição(tradução), 2012.
- [7] The zebris FDM-System- Gait Analysis for Research and Clinical Applications, Disponível em [http://www.zebris.de/english/pdf/FDM-System\\_GB\\_72dpi.pdf](http://www.zebris.de/english/pdf/FDM-System_GB_72dpi.pdf). Último acesso em 20 de outubro de 2014.
- [8] Tekscan, Sistema de Análise com Sapato F-Scan, Folha de dados. Disponível em <http://www.tekscan.com>. Último acesso: 20 de outubro de 2014.
- [9] Pé plano e Pé cavo, Disponível em <http://fisiosaude-ce.blogspot.com.br/2008/09/p-plano-e-p-cavo.html>. Último acesso em 21 de outubro de 2014.
- [10] Ximenes, M., Peron, G. Implementação e avaliação de uma palmilha de látex com sistema de sensores para investigação da distribuição de pressão plantar em indivíduos autistas.
- [11] Site arduino, 2015. Disponível em <http://arduino.cc/>. Último acesso em: 13 de abril de 2015.
- [12] R. J. Tocci, N. S. Widmer, and G. L. Moss. *Sistemas Digitais: Princípios e Aplicações*. Editora LTC, Rio de Janeiro, 7 edition, 1998.
- [13] The emed-systems, Disponível em <http://www.novel.de/novelcontent/emed>. Último acesso em 26 de setembro de 2014.



- [14] F-Scan System in-shoe plantar pressure analysis, Disponível em <http://www.tekscan.com/medical/system-fscan1.html>. Último acesso em 27 de setembro de 2014.
- [15] Tekscan Pressure and Force Measurement Technology, Disponível em <http://www.tekscan.com/tekscan-technology#hardware>. Último acesso em 02 de novembro de 2014.
- [16] Schmidt, R., Pedígrafo para análise dinâmica (pedigrama), Monografia, Departamento de Engenharia de Computação, Centro Universitário Positivo (Unicenp), 56p., 2006.
- [17] M.N.Orlinand, T.G.Mcpoil, Plantar pressure assessment, Physics Therapy, (80):399–409, 2000.
- [18] Menkveld S.R., Knipstein E.A., and Quinn J.R, Analysis of Gait Patterns in Normal School-Aged Children, Journal of Pediatric Orthopaedics, Vol. 8, No. 3, pp. 263-267, 1988.
- [19] Ana de los Reyes–Guzmán and Iris Dimbwadyo–Terrer and Fernando Trincado–Alonso and Félix Monasterio–Huelin and Diego Torricelli and Angel Gil–Agudo, Quantitative assessment based on kinematic measures of functional impairments during upper extremity movements: A review, Clinical Biomechanics, volume 29, Issue 7, August 2014, Pages 719–727, doi:10.1016/j.clinbiomech.2014.06.013.
- [20] Tekscan industrial sensor catalog, Disponível em [www.tekscan.com/pdf/IDL-Sensor-Catalog-Introduction.pdf](http://www.tekscan.com/pdf/IDL-Sensor-Catalog-Introduction.pdf). Último acesso em 04 de novembro de 2014.
- [21] Tekscan Pressure and Force Measurement Technology. Disponível em <http://www.tekscan.com/tekscan-technology#hardware>. Último acesso em 11 de junho de 2015.